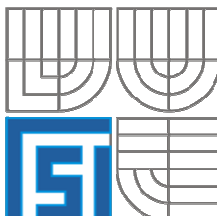


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA ČELISTI SE ZUBNÍM IMPLANTÁTEM VNI

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF JAW WITH TOOTH IMPLANT TYPE VNI

DIPLOMOVÁ PRÁCE

DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

ŠKOLNÍK ROMAN

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2008

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá deformačně napěťovou analýzou čelisti se zubním implantátem. Zubní implantáty mají funkci umělé náhrady chybějících zubů, které jsou upevněné přímo v čelisti. Implantát tvoří v ústní dutině pilíř, na který je připevněna umělá zubní korunka nebo můstek. V diplomové práci je popsáno řešení deformace a napjatosti dvou typů válcových zubních implantátů VNI. Práce je také zaměřena na vliv odchylky zavedeného implantátu od svislé osy.

Řešení bylo provedeno výpočtovým modelováním pomocí metody konečných prvků (MKP) v programu ANSYS Workbench. Modely geometrie jsou vytvořeny v programu SolidWorks 2005.

Abstrakt

This diploma thesis is dealt with stress-strain analysis of jaw with teeth implants. Teeth implants when locked in place (jaw) have the ability to replace and be used in the same way as the missing teeth. The implant creates a pillar column in the buccal cavity and then the tooth cap or bridge is secured on the pillar column. In this diploma thesis it is described as a solution of stress and strain of two types of cylindrical teeth implants VNI. Thesis specializes on the influence of deviation implant from the vertical axis.

The solution is accomplished in program ANSYS Workbench by Finite Element Method (FEM). The geometric models are made in program SolidWorks 2005.

KLÍČOVÁ SLOVA

Zubní implantát, spodní čelist – mandibula, modelování, deformačně napěťová analýza, metoda konečných prvků

KEY WORDS

Dental Implant, Jowl - Mandibule, Simulation, Stress-Strain Analysis, Finite Element Method

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

ŠKOLNÍK, R. *Deformačně a napěťová analýza čelisti se zubním implantátem VNI.*

Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 81 s.

Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně na základě uvedené literatury pod vedením vedoucího diplomové práce.

.....

V Brně dne 14. května 2008

Poděkování:

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu diplomové práce Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. za odbornou a pedagogickou pomoc v průběhu vypracování této diplomové práce. Dále děkuji všem, kteří mi poskytli pomoc při shromažďování odborných materiálů a za poskytování svých rad. V neposlední řadě děkuji své rodině za jejich důvěru, podporu a možnost studovat vysokou školu.

OBSAH:

1. ÚVOD.....	11
2. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	12
3. FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE JEHO ŘEŠENÍ.....	13
4. METODA ŘEŠENÍ	14
5. REŠERŠNÍ STUDIE	16
6. ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉHO PROBLÉMU.....	19
6.1. Přehled rovin a směrů v anatomii.....	19
6.2. Kost	21
6.3. Anatomie dolní čelisti (<i>mandibuly</i>).....	22
6.4. Čelistní kloub a kloubní vazy (<i>ligamenta</i>)	24
6.5. Svaly žvýkací (<i>musculi masticatorii</i>).....	25
6.6. Anatomie zubů	27
7. DENTÁLNÍ IMPLANTÁTY	30
7.1. Co je zubní (dentální) implantát	31
7.2. Klasifikace materiálu	32
7.3. Dělení materiálů pro výrobu zubních implantátů z hlediska biologické reakce organismu.....	33
7.4. Druhy zubních implantátů.....	34

7.5. Válcový zubní implantát VNI.....	35
7.5.1. Charakteristika zubních válcových implantátů VNI	35
8. VYTVOŘENÍ DÍLČÍCH MODELŮ	37
8.1. Model geometrie dolní čelisti (mandibuly).....	37
8.2. Model geometrie dvou zubních implantátů typu VNI	39
8.3. Model materiálu.....	43
8.4. Konečnoprvkový model	44
8.4.1. Výpočtový model – vytvoření výpočtové sítě.....	44
8.5. Model vazeb	48
8.5.1. Model vazeb - zabránění pohybu celé soustavy	48
8.5.2. Model vazeb mezi kostní tkání a implantátem - kontakt.....	49
8.6. Model zatížení	51
9. REALIZACE PROCESU ŘEŠENÍ	52
9.1. Použitý Hardware a Software	52
9.2. Nastavení řešiče	52
10. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ	53
10.1. Analýza napjatosti kostní tkáně a implantátu	53
10.1.1. Válcový zubní implantát.....	54
10.1.2. Válcový zubní implantát s trny.....	58
10.2. Analýza napjatosti kostní tkáně a implantátů aplikovaných pod jinými úhly	63
10.2.1. Vliv naklonění implantátu na rozložení a velikost redukovaného napětí HMM	64

10.2.2. Vliv naklonění implantátu na rozložení a velikost hlavních napětí σ_1 a σ_3 v kostní tkáni.....	67
11. ZÁVĚR	74
12. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	77
13. PŘÍLOHA K DIPLOMOVÉ PRÁCI	78
13.1. Vliv naklonění implantátu na rozložení a velikost redukovaného napětí H_{MH}	78

1. ÚVOD

Zub, nejtvrďší struktura v lidském těle, má řadu funkcí. Vedle své základní funkce, kterou je oddělování a rozměňování potravy, se zuby spolu s jazykem a ostatními strukturami v dutině ústní podílí na artikulaci a významně ovlivňují výraz a vzhled obličeje.

Zachování perfektního stavu chrupu můžeme docílit každodenní péčí a pravidelnými návštěvami zubního lékaře. Přes veškeré úsilí se většina z nás nevyhne menším či větším problémům s chrupem. Zážitek s bolavými zuby má téměř každý člověk a zákroky zubního lékaře nejsou pro nikoho z nás příjemné. Kvalita chrupu může být ovlivněna nejen celou řadou nemocí (od jednoduchého kazu, přes zvýšenou citlivost dásní až po parodontózu), ale také geneticky a psychicky. I když jsme kaz nazvali jednoduchým onemocněním, jeho opakovaný výskyt s následnou sanací může vést až k extrakci zubu. Ke ztrátě zubu může dojít i jiným způsobem, např. při sportu, úrazu, havárii, atd. Ještě v prenatálním období může také dojít k jeho špatnému vývoji a nebo se dokonce nemusí vyvinout vůbec. Vzniklá mezera není estetická ani funkční a navíc dovolí zubu v opačné čelisti přerůstati nefyziologickým směrem. Proto je nutné mezeru odstranit. Ze současných způsobů se jako neoptimálnější řešení nabízí aplikace zubního implantátu. Současný rozvoj zubní implantologie však stále omezují podmínky, za kterých tento zákrok nelze provést. V případě zubní implantace je kořen zubu nahrazen kovovým nebo zirkonovým implantátem. Existuje řada typově odlišných implantátů a každý má své výhody i nevýhody. Úspěšnost aplikace a životnost implantátu závisí na celé řadě faktorů, mezi kterými mají nezastupitelné místo i faktory související s mechanikou implantované náhrady.

2. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Za posledních několik let prodělaly zubní implantáty mnoho změn s postupným vývojem, ale stále je co zdokonalovat. Na úspěšnost nového implantátu má podstatný vliv také mechanická interakce mezi kostní tkání čelisti, implantátem a zubní nástavbou. Kostní tkáň nepříznivě reaguje na extrémní hodnoty mechanického zatížení. Je to tkáň velmi dynamická, a proto v případě přetížení dochází k poměrně rychlé kostní přestavbě a objevují se místa s nekrotickou nebo sklerotickou tkání. V takovém případě se výrazně snižuje životnost implantátu. Naopak u nezatížené kostní tkáně dochází k jejímu úbytku. Namáhání jednotlivých částí náhrady zubu a okolních tkání určíme řešením deformace a napjatosti této soustavy. V literatuře, která popisuje deformačně napěťovou problematiku, se deformací a napětím čelisti se zubním implantátem typu VNI ještě nikdo nezabýval.

Pro stomatologickou biomechaniku, stejně jako pro biomechaniku všeobecně, je velmi problematickou oblastí oblast mezních stavů. Cenné poznatky jsme schopni získat na základě srovnávací deformačně napěťové analýzy jednotlivých typů implantátů a klinických zkušeností. Soustava náhrady zubu a okolních tkání je geometricky, silově, materiálově a vazebně značně složitá. Řešení deformace a napjatosti této soustavy představuje řešení řady dílčích problémů.

3. FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE JEHO ŘEŠENÍ

Formulace problému:

Deformačně napěťová analýza dolní čelisti s aplikovaným zubním implantátem.

Cíle řešení:

- Deformačně napěťová analýzy dvou zubních implantátů typu VNI aplikovaných v dolní čelisti.
- Vliv a posouzení aplikace implantátu pod různými úhly v zatížené a nezatížené oblasti kostní tkáně při těchto změnách.

4. METODA ŘEŠENÍ

Formulovaný problém lze zařadit do oblasti stomatologické biomechaniky. Z mechanického hlediska má problém charakter obecné pružnosti a pevnosti. Základní metody pro řešení problémů tohoto typu jsou:

- **Analogové modelování**

Tento problém je charakterizován materiálovými a strukturními odlišnostmi reálného a modelovaného objektu. Fyzikální procesy probíhající v obou objektech mají rozdílnou fyzikální podstatu.

- **Podobnostní modelování**

Je založeno na využití základního zákona podobnostního modelování (existenci invariantů podobnosti). Modelovým objektem je materiálový objekt, který má s reálným objektem podobnou geometrii, materiál i strukturu. Děje v něm probíhající mají stejnou fyzikální podstatu jako v reálném objektu. Oba objekty musí mít stejná podobnostní čísla.

- **Experimentální modelování**

Modelovým objektem je materiální model, na němž se realizuje experiment s cílem určit neznámé parametry. Pro toto modelování je charakteristické, že reálné a modelové objekty jsou totožné.

- **Výpočtové modelování**

Pro řešení problému se vybere vhodná matematická teorie, algoritmus a výpočetní prostředí.

Každá z uvedených metod je vhodná pro určité skupiny úloh a pro použití má specifické hardwarové a softwarové nároky. V našem případě nelze uskutečnit experimentální, podobnostní ani analogové modelování. Je to z důvodu časových, finančních a hlavně bychom museli měření provádět na živém objektu a to je prakticky nemožné.

Z hlediska typu úlohy a vybavení ÚMTMB je nejvhodnější metodou pro řešení formulovaného problému výpočtové modelování. To lze realizovat analytickými a numerickými metodami, příp. metodou umělé inteligence.

Při výpočtovém modelování formulovaného problému stanovíme úroveň řešení. Na dané úrovni určíme podstatné prvky a vztahy mezi nimi. Podstatné prvky popíšeme veličinami a vztahy vyjádříme matematicky. Množinu veličin rozdělíme na známé (např. převzaté z literatury, změřené, zadané, atd.) a neznámé veličiny (takové, které chceme zjistit, např. posuvy, napjatost, atd.). Neznámé veličiny určíme z matematicky vyjádřených vztahů za předpokladu splnění nutných podmínek řešitelnosti. Pokud je matematicky vyjádřený systém obecně vyřešen, případně algoritmizován a pro algoritmus vytvořen software, pak vstupní veličiny tvoří podmnožinu známých veličin a neznámé veličiny jsou určené řešením.

Pro řešení formulovaného problému bylo použito výpočtové modelování, a to numerické řešení metodou konečných prvků (MKP). Zvolili jsme výpočtový systém ANSYS, jehož studijní verze je přístupná na ÚMTMB.

5. REŠERŠNÍ STUDIE

Při řešení tématu dentální implantologie jsem se zaměřil na články a literární prameny dostupné v knihovnách a na internetu. Uvádím volně přístupné texty.

Literatura o anatomii lidského těla

Radomír Čihák: Anatomie 1, 2, 3, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2003

Kompletní anatomie lidského těla.

Frank H. Netter: Anatomický atlas člověka, Avicenum, Praha, 2003

Anatomie celého lidského těla.

Literatura a internetové odkazy o dentální implantologii

Antonín Šimůnek a kol.: Dentální implantologie, Nukleus HK, Hradec Králové, 2001

Seznámení se s problematikou implantologie; klasifikace materiálů; anatomie čelisti; kvalita a kvantita kosti; přehled a rozdělení zubních implantátů; stanovení léčebného plánu; chirurgická fáze implantace; protetické zásady v dentální implantologii; komplikace v dentální implantologii, atd.

Mithridade Davarpanah, Henry Martínek, Miriam Kebir, Jean-Francois Tecucianu:

Praktická implantologie, Quintessenz, Praha, 2005

V této publikaci nalezneme terapeutickou úvahu při implantologické terapii; průměry implantátů; náhrady nesené implantáty; ošetření bezzubé čelisti; ošetření větší mezery nebo zkráceného zubního oblouku; náhrada jednoho zubu; povrch implantátu a jeho vlastnosti; koncepty zatěžování implantátů a mnoho dalších zajímavých informací.

<http://www.stomateam.cz/index.php?rubrika=50>

Na této internetové stránce najdeme články o implantologickém systému v zubním lékařství. Obsahují základní přehled produktů českého dentálního trhu, podrobné seznámení se s jednotlivými implantáty (jejich výhody, nevýhody, tvary, parametry, druhy, použití, vlastnosti, materiál pro výrobu implantátu, atd.) a celkový přehled dostupných implantátů v českém dentálním trhu.

<http://www.biomechanika.cz/index.php?pg=odkazy&lang=cz>

Na této internetové stránce nalezneme zajímavé odkazy na výrobce jednotlivých implantátů, na on-line časopisy pojednávající o této problematice a mnoho dalších zajímavých odkazů, na kterých nalezneme: co jsou to zubní implantáty, nabídku druhů, využitelnost zubních implantátů, způsoby aplikace; co dělat, když není v čelisti dostatek kosti, péče o implantát a jeho životnost, cena implantace a mnoho dalších informací týkajících se tohoto tématu.

Literatura a internetové odkazy o výpočtovém modelování

Valenta J. a kol.: Biomechanika člověka I, II, ČVUT v Praze, Praha, 1997

Seznámení se s biomechanikou člověka.

<http://www.biomechanika.cz>

Na těchto stránkách se můžeme seznámit s výpočtovým modelováním. Je zde k nahlédnutí mnoho článků z oboru biomechaniky. Uvedu pouze ty, které se týkají mé diplomové práce: **Pevnostní výpočet nitrokostních dentálních implantátů**. Jedná se o výpočet válcového a šroubového dentálního implantátu od výrobce Lasak s.r.o.

<http://www.blackwell-synergy.com/doi/full/10.1111/j.1600-0501.2004.01022.x>

Zde nalezneme knihu **Clinical Oral Implants Research: Eriko Kitamura, Roxana Stegaroiu, Shuichi Nomura, Osamu Miyakawa (2004)**. Ta se zabývá deformačně napětovým problémem v čelisti se zubním implantátem a popisuje 3D model válcového zubního implantátu typu ITI®, který je zatěžován silou 50 a 100 N.

http://www.prof-dhom.de/scripts/get.aspx?media=/shop/home/ueberuns/ueberweiser/fachartikel/CIDRR_2006.pdf

Na tomto internetovém odkazu nalezneme ve formátu PDF různé výpočty, které se týkají zubních implantátů v kostní tkáni. Je zde popsáno několik implantátů zatěžovaných různými silami a při změnách materiálových konstant. Ve výsledku můžeme vidět porovnání napětí v okolí implantátu při různých změnách.

Literatura a internetové odkazy o materiálových vlastnostech lidské kosti a titanu

http://www.prof-dhom.de/scripts/get.aspx?media=/shop/home/ueberuns/ueberweiser/fachartikel/CIDRR_2006.pdf

http://www.eurjdent.com/images/vol_one_iss_two/67-71.pdf

<http://www.blackwell-synergy.com/doi/full/10.1111/j.1600-0501.2004.01022.x>

Na těchto internetových adresách jsou v textech tabulky s materiálovými vlastnostmi (modul pružnosti E [MPa] a Poissonovo číslo μ [1]) kompakty, spongiózy a titanu.

<http://www.springerlink.com/content/djb09030eurt21yf/>

Na tomto internetovém odkazu nahlédneme do knihy Calcified Tissue International. Pojednává se zde o materiálových vlastnostech kompakty a všeobecně o výpočtových problémech v biomechanice.

Literatura a internetové odkazy o silovém působení na dolní čelisti při skusu

<http://www.umt.fme.vutbr.cz/osem/pdf/ean2001/Petrtyl.pdf>

Článek o Experimentální verifikaci sil mezi zuby při žvýkání u mužů. Autoři: Petrtyl M. a Máca I.. V tomto článku nalezneme porovnání zatěžujících sil při kousání. Experiment byl prováděn u mužů ve věku 20 – 26 let. Síly byly měřeny při současném skusu levým a pravým druhým molárem, samotným skusem levým a pravým druhým molárem, skusem předních prvních řezáků.

<http://answers.google.com/answers/threadview?id=142346>

Na této adrese nalezneme článek o síle, kterou potřebujeme vynaložit k tomu, abychom rozmělnili jisté druhy jídla. Příklady: vařené maso – 80 N, mrkev – 118 N, žitný chléb – 167 N. Dále zde nalezneme, že čelisti dokáží při žvýkání potravy vynaložit sílu 20 až 500 N.

6. ANATOMIE Z HLEDISKA ŘEŠENÉHO PROBLÉMU

Z hlediska mezinárodního dorozumívání je v medicíně tradičně používáno latinské názvosloví. Toto názvosloví se postupně vyvíjelo a užívalo se četných synonym, přičemž vznikly i zvláštnosti a rozdílnosti v různých jazykových oblastech. V této práci bude použito latinských názvů převzatých z odborné literatury.

6.1. Přehled rovin a směrů v anatomii

Základní anatomická poloha těla při určování směrů je vzpřímený stoj s horními končetinami visícími volně podél těla a dlaněmi obrácenými dopředu. V této pozici se obě předloketní kosti dostanou do polohy rovnoběžně vedle sebe. Palec ruky tedy směřuje od těla, malík k tělu.

Pro orientaci v prostoru a pro určení směrů se užívá těchto termínů:

Označení rovin těla: (Obr. 6.1)

- 1. Rovina mediální** je rovina svislá. Označuje se jako předozadní a dělí stojící tělo na dvě zrcadlové poloviny – pravou a levou. Je vlastně jednou z rovin sagitálních.
- 2. Roviny sagitální** (lat. *sagitta*, šíp) jsou všechny další předozadní roviny rovnoběžné s rovinou mediální. Na rozdíl od roviny mediální, která je jen jedna, je rovin sagitálních nekonečně mnoho.
- 3. Roviny frontální** jsou svislé, rovnoběžné s čelem (lat. *frons*, čelo), tedy kolmé na rovinu mediální a na roviny sagitální. Dělí lidské tělo na přední a zadní část.
- 4. Roviny transversální** (na stojícím těle horizontální) probíhají tělem napříč a jsou kolmé jak na roviny mediální a sagitální, tak i na roviny frontální.

Základní směry na těle: (Obr. 6.1)

Popisují se vždy vzájemně dvě předem určené části těla. Obecný příklad: pro popis vztahu zápěstí, loketního kloubu a ramene můžeme říci, že loketní kloub leží vůči zápěstí proximálně, ale vzhledem rameni leží distálně (viz. následující text)

Vertikální směry:

kraniální (*cranialis*) – pro popis směru na trupu, směrem k hlavě (lat. *cranium*, lebka)

kaudální (*caudalis*) – pro popis směru na trupu, směrem k pánvi, k dolnímu konci trupu (lat. *cauda*, ocas)

Předozadní směry:

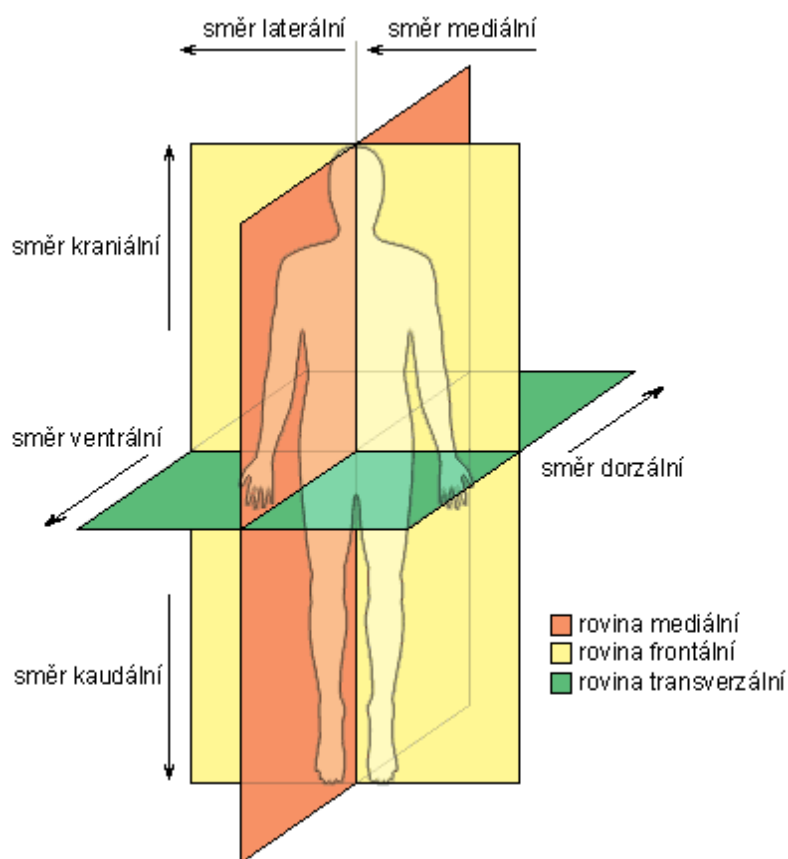
ventrální (*ventralis*) – pro popis směru na trupu i na končetinách, směr dopředu (lat. *venter*, břicho)

dorsální (*dorsalis*) – pro popis směru na trupu i na končetinách, směr dozadu (lat. *dorsum*, hřbet)

Horizontální směry:

mediální (*medialis*) – pro popis směru na trupu i na končetinách, směrem ke střední rovině, tj. ležící blíže mediální rovině, vnitřní

laterální (*lateralis*) – pro popis směru na trupu i na končetinách, směrem od střední roviny do stran, tj. ležící dále od mediální roviny (lat. *latus*, bok), zevní, vnější



Obr. 6.1 Prostorové znázornění rovin těla

6.2. Kost

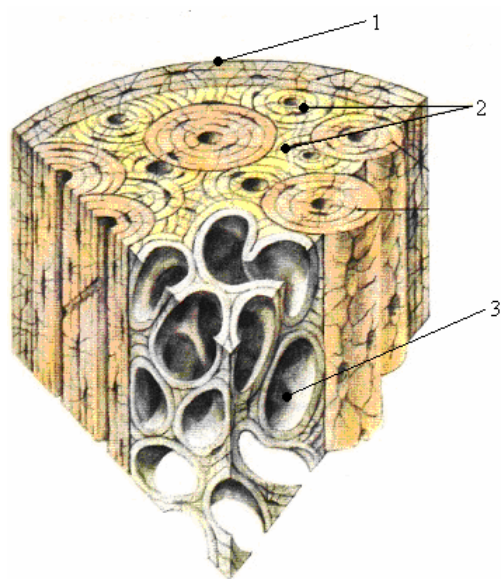
Kost je bílá, tvrdá pojivová tkáň, specializovaná pro podpůrnou a ochrannou funkci. Tak jako ostatní pojiva, skládá se i kost z buněk a z mezibuněčné hmoty. Mezibuněčná hmota kosti obsahuje vedle složky organické také složku anorganickou (minerální), díky které je kost tvrdá, pevná a pružná, ale přesto křehká.

Všechny typy kostí se skládají ze tří hlavních částí. Z okostice (*periostu*), z kostní tkáně a z kostní dřevě.

Okostice (Obr. 6.2) je silná, tuhá vazivová blána. Pokrývá celou kost s výjimkou kloubních konců (*epifýz*). Je bohatě prokrvena a inervována. Její cévy mají velký význam pro výživu kostí. Okostice obsahuje obrovské množství receptorů pro bolest.

Kostní tkáň (Obr. 6.2) je další z tkání podílejících se na stavbě kosti. Hlavním znakem kostní tkáně je přítomnost pevné (tvrdé) mineralizované mezibuněčné hmoty. Kostní tkáň je složena ze dvou částí - kompakty (různě silná, deskovitá nebo trubicovitá vnější část) a spongiózy (houbovitá vnitřní kostní tkáň).

Poslední tkání je **kostní dřevě**. Vyplňuje dřevěné dutiny diafýz dlouhých kostí a prostírky mezi trámečky epifýz. Kostní dřevě je složena z jemné sítě vazivových vláken, z vazivových buněk a z bohatě větvené sítě cév a je zodpovědná za krevetvorbu. V mládí je kostní dřevě červené barvy, v dospělosti má nažloutlou barvu kvůli ukládajícímu se tukovému vazivu.



1. okostice
2. kompakta
3. přechod kompakty na spongiózu

Obr. 6.2 Příčný řez kostí

6.3. Anatomie dolní čelisti (*mandibuly*)

Aplikace dentálních implantátů vyžaduje dokonalý přehled o anatomii horní i dolní čelisti (*maxilly* a *mandibuly*) a vztazích mezi jejich kortikálními a spongiózními částmi. Jedním z hlavních faktorů, které určují úspěšnost implantací, je kvalita alveolárních výběžků. Po ztrátě zubů dochází kvůli rychlé přestavbě kostní tkáně k jejich resorpci. Pro implantologii mají velký význam i další anatomické struktury, jako je bazální část těla mandibuly, čelistní kloub, dutina nosní, mandibulární kanál a nervově-cévní svazky.

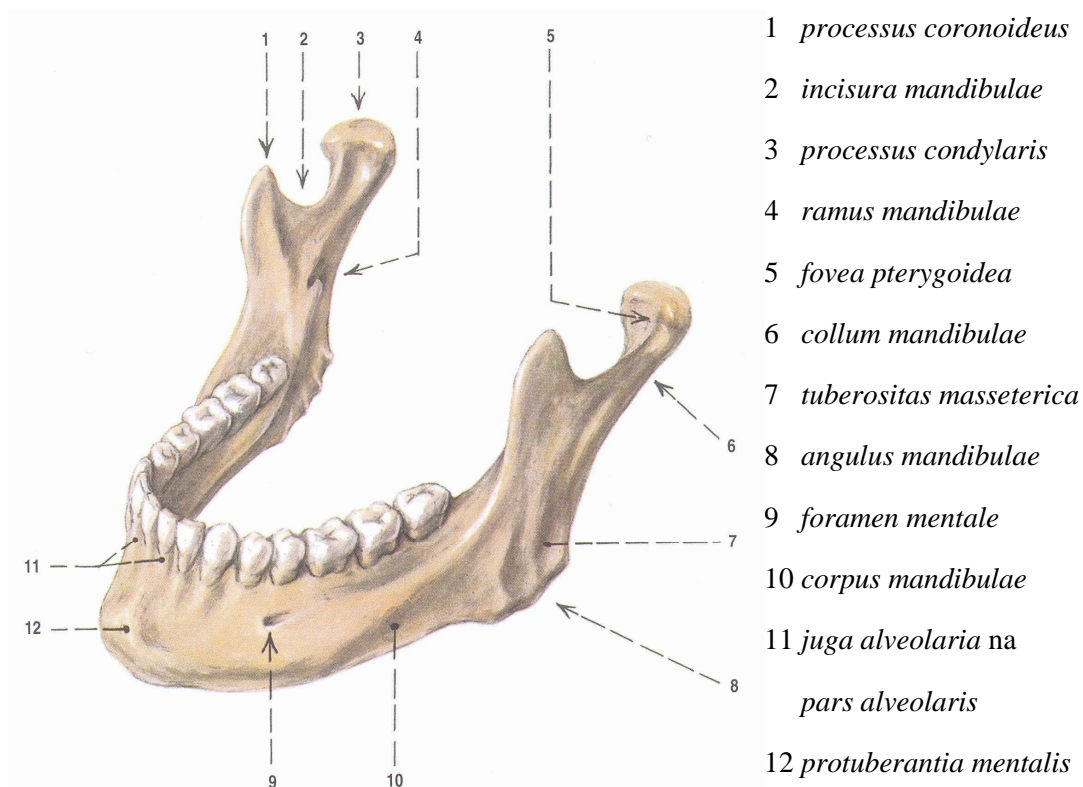
Mandibula je nejmohutnější z obličejových kostí. Je to kost nepárová, skládá se z těla (*corpus*) a dvou vzestupných ramen (*ramus dexter et sinister*), jež odstupují z těla mandibuly v pravém a levém úhlu čelisti (*angulus dx. et sin.*) (Obr. 6.3 a Obr. 6.4).

corpus mandibulae - tělo dolní čelisti, je nepárové, parabolicky zahnuté

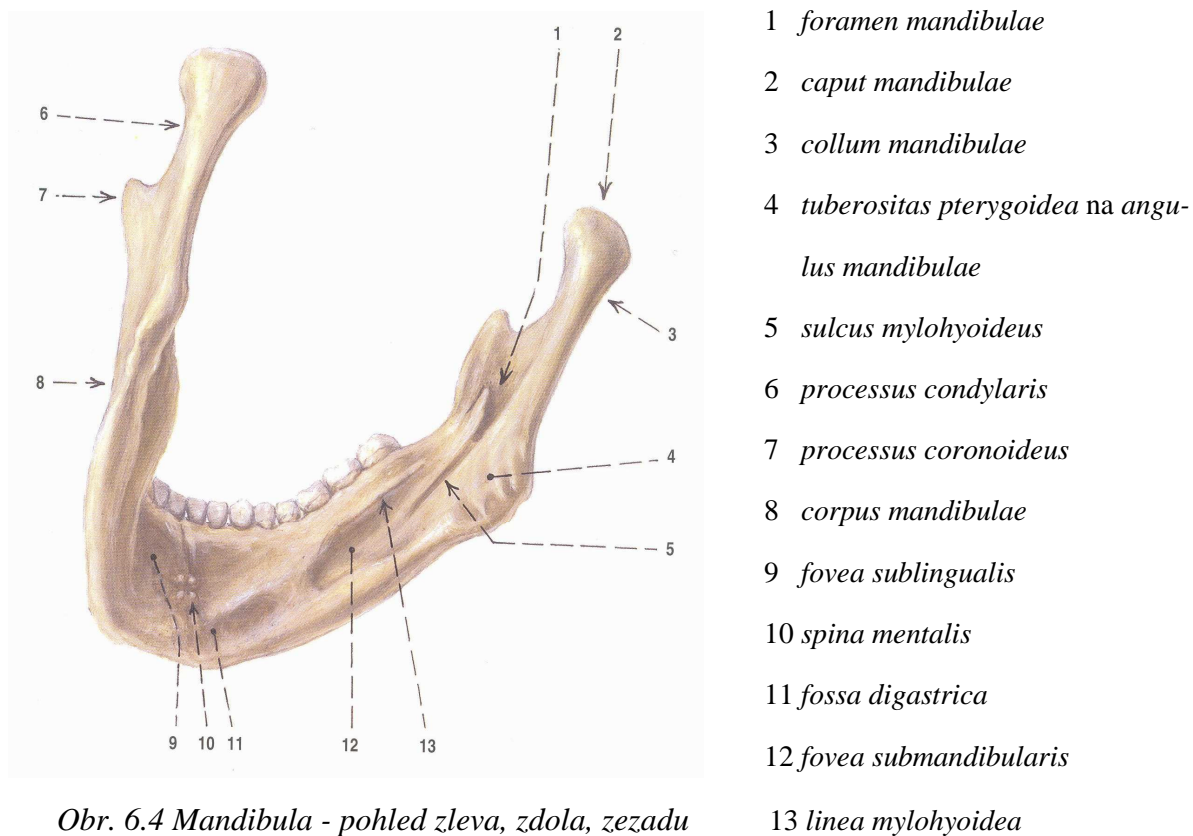
ramus mandibulae - rameno dolní čelisti, je vzestupný plochý úsek, nesoucí kloubní hlavici pro spojení dolní čelisti s lebeční bází kosti spánkové

angulus mandibulae - je úhel při dolním zadním okraji těla čelisti, kterým přechází tělo mandibuly ve vzestupné rameno

Tělo mandibuly má parabolický tvar, přičemž část těla se zubními lůžky je zakřivenější (konkávně) než dolní okraj mandibuly. Oblouk alveolárního výběžku je tedy v místě řezáků užší než oblouk těla při dolní hraně čelisti. Na obou stranách přechází pod tupým úhlem v rameno dolní čelisti (*ramus mandibulae*). Úhel dolní čelisti (*angulus mandibulae*) má přímý vliv na vzezření obličeje. U novorozence je mandibula téměř plochá, ramena odstupují pod úhlem 170°. V dalším období se úhel zmenšuje, což je zapříčiněno růstem čelisti při zvyšování nároků na její funkční zatížení a růstem alveolárního výběžku při růstu zubů. V dospělosti je úhel cca 120°. Ve stáří se úhel opět zvětšuje, protože alveolární výběžky ztrácejí svou funkci. Uvnitř těla mandibuly probíhá pod kořeny dolních stoliček (molárů) a třenových zubů (premolárů) mandibulární kanál (*canalis mandibulae*). Začíná a končí malými otvory - *foramen mandibulae* na vnitřní ploše ramene přibližně ve výši okrajů alveolů a *foramen mentale* na zevní ploše těla na bradě. Během vývoje se nemění jen úhel dolní čelisti, ale i tvar těla a alveolů v závislosti na ozubení. Tělo čelisti se funkčně přestavuje při růstu stálého chrupu a resorbuje po jeho ztrátě.



Obr. 6.3 Mandibula - pohled zleva, shora, zředu



Obr. 6.4 Mandibula - pohled zleva, zdola, zezadu

6.4. Čelistní kloub a kloubní vazy (*ligamenta*)

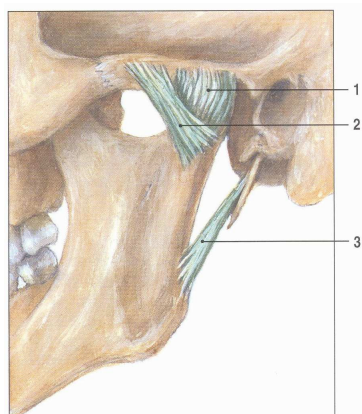
Kloubní hlavice (*caput mandibulae*) má tvar protáhlého elipsoidu a její zadní okraj plynule přechází v krček (*collum mandibulae*). Vpředu je pod okrajem kloubní plochy vyhloubená jamka (*fovea pterygoidea*), kam se upíná šlacha *m. pterygoideus lateralis*.

Kloubní jamka (*fossa articularis*) je na kosti spánkové.

Do **kloubního pouzdra** je zavzata chrupavčitá **ploténka** (*discus articularis*), která koriguje nerovnosti povrchu kloubních komponent.

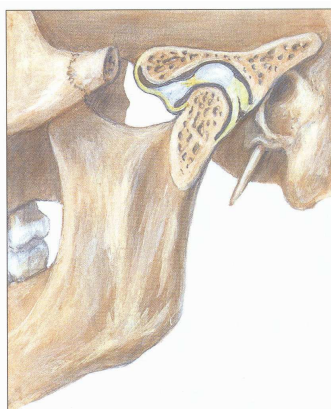
Kloubní vazy (*ligamenta*) zpevňují pouzdro čelistního kloubu. (Obr. 6.5 a Obr. 6.6)

Jsou to: *lig. laterale*, *lig. mediale*, *lig. sphenomandibulare*, *lig. stylomandibulare*, *raphe pterygomandibularis* (Obr. 6.7).

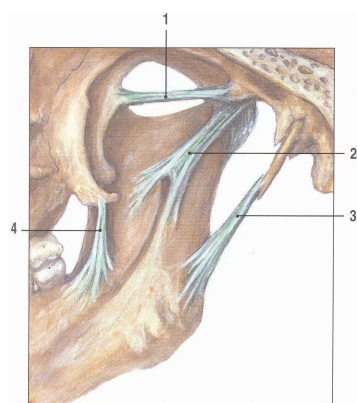


1. kloubní pouzdro
2. *ligamentum laterale*
3. *ligamentum stylomandibulare*

Obr. 6.5 Kloub čelistní levé strany, pohled zleva



Obr. 6.6 Kloub čelistní levé strany, sagitální řez,
pohled zleva, patrný *discus articularis*



1. *ligamentum pterygospinale*
2. *ligamentum sphenomandibulare*
3. *ligamentum stylomandibulare*
4. *raphe pterygomandibularis*

Obr. 6.7 Vazy čelistního kloubu, pravá strana,
pohled zleva na vnitřní stranu dolní čelisti

6.5. Svaly žvýkací (musculi masticatorii)

m. temporalis – začíná ve spánkové jámě a upíná se na mandibulu

m. masseter - od *arcus zygomaticus* k *angulus mandibulae*

m. pterygoideus medialis, *m. pterygoideus lateralis* - od *proc. pterygoideus* k mandibule

Musculus temporalis, sval spánkový (Obr. 6.8)

Z *fossa temporalis* se přes vnitřní stranu *arcus zygomaticus* vějířovitě sbíhá k *proc. coronoideus mandibulae*. Funkce svalu je přitahovat dolní čelist k horní (zavírání úst neboli elevace mandibuly).

Musculus masseter, sval žvýkací (Obr. 6.8)

Je uložen na zevní straně mandibuly. Jde od *arcus zygomaticus* na *ramus et angulus mandibulae*. Funkce svalu je přitahovat mandibulu (elevace). Povrchová část současně táhne čelist poněkud dopředu (protrakce neboli propulse mandibuly).

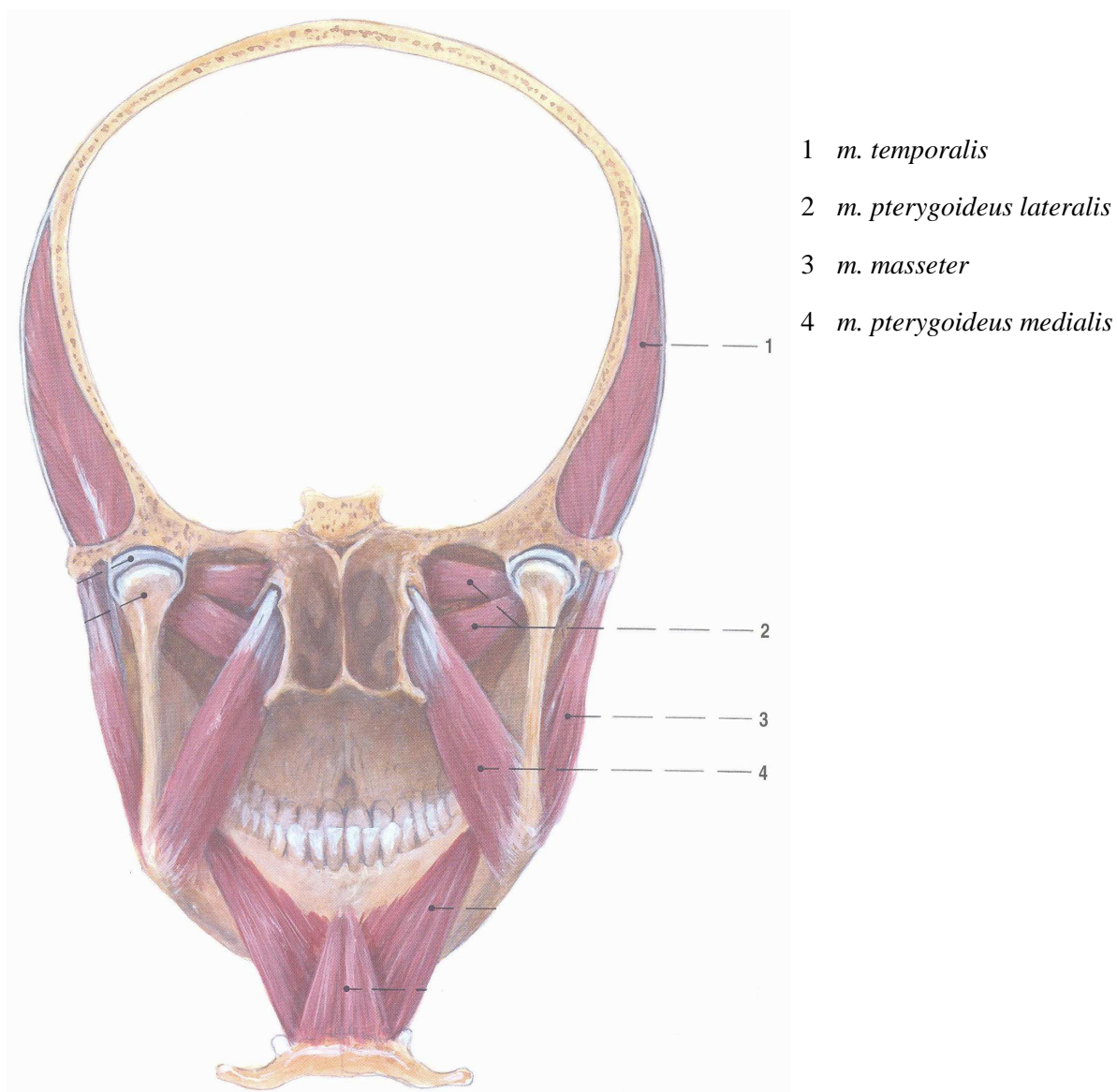
Musculus pterygoideus medialis, vnitřní sval křídlový (Obr. 6.8)

Je to vnitřní, silně oploštělý sval uložený ve *fossa infratemporalis*. Jde od *proc. pterygoideus* na *tuberositas pterygoidea*.

Musculus pterygoideus lateralis, zevní sval křídlový (Obr. 6.8)

Je uložen kraniálně od *m. pterygoideus medialis* ve *fossa infratemporalis*. Začíná na *proc. pterygoideus* klínové kosti a upíná se na *fovea pterygoidea*.

Křídlové svaly se účastní na třecích žvýkacích pohybech.



Obr. 6.8 Svaly žvýkací, svaly na frontálně proříznuté lebce,
pohled zezadu

6.6. Anatomie zubů

Zub má 3 základní části: (Obr. 6.9)

- zubní korunku (*corona dentis*)
- krček (*collum dentis*)
- zubní kořen (*radix dentis*)

V zubním lékařství odlišujeme pojem anatomická zubní korunka (končí na cemento-sklovinné hranici) od termínu klinická korunka (prořezaná část zubní korunky do ústní dutiny). Počet kořenů je u jednotlivých zubních skupin různý. Rozlišují se zuby jednokořenné, dvoukořenné a tříkořenné. Kořen zubu ukončuje kořenový hrot (*apex*). Prostor mezi kořeny se nazývá *furkace* (*bifurkace*, *trifurkace*). Uvnitř zubní korunky se nachází dřevná dutina (*cavitas dentis*). V oblasti zubního krčku tato dutina přechází v kořenový kanálek, který vyúsťuje v oblasti kořenového hrotu.

Lidský chrup je *heterodontní*, tzn., že se skládá z několika tvarově odlišných typů zubů. Jedná se o řezáky (*dentes incisivi*), špičáky (*dentes canini*), zuby třenové (*dentes premolares*) a stoličky (*dentes molares*). Tyto typy zubů jsou v čelistích přítomny ve dvou formách: jako zuby dočasné a jako zuby permanentní.

Zubů dočasných neboli mléčných (*dentes decidui*) je 20, v každé polovině horní i dolní čelisti jsou 2 řezáky, 1 špičák a 2 stoličky. Stálý chrup (*dentes permanentes*) má 32 zubů, (Obr. 6.10) v každé polovině horní i dolní čelisti jsou 2 řezáky, 1 špičák, 2 zuby třenové (premoláry) a 3 stoličky (moláry). Začátek obměny mléčných zubů na chrup permanentní je kolem 6.-7. roku věku. Pro popis umístění zubů v čelistech používáme **vzorec chrupu**. Každý zub se označuje písmenem, kterým začíná jeho lat. název (I, C, P, M – viz. předchozí odstavec). Mléčný chrup se značí malými písmeny, stálý chrup velkými písmeny (Tab. 6.11 a Tab. 6.12). Jednotlivé kvadranty označují umístění skupin zubů v horní a dolní čelisti. Slouží hlavně pro praktické potřeby zubního lékaře.

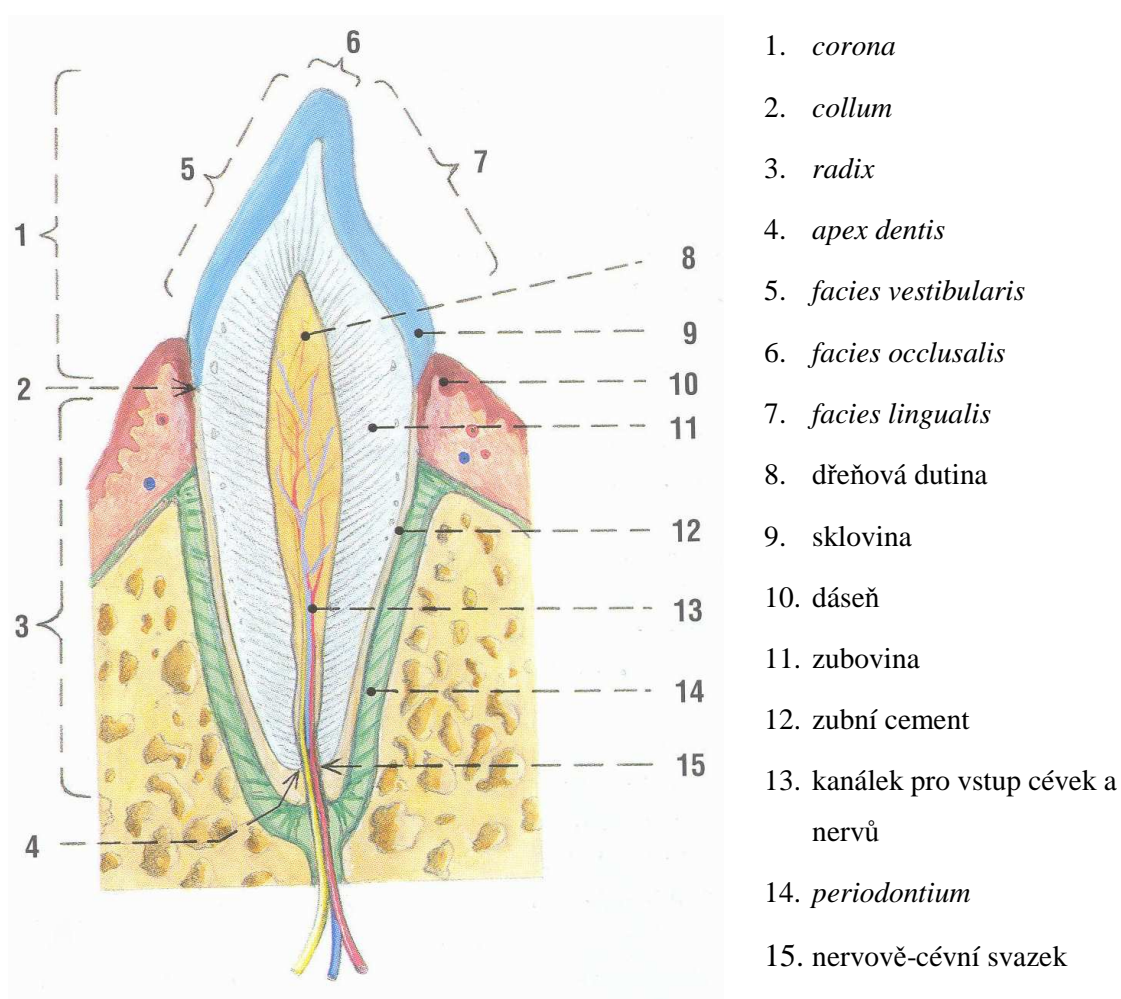
m ₂	m ₁	c	i ₂	i ₁	i ₁	i ₂	c	m ₁	m ₂
m ₂	m ₁	c	i ₂	i ₁	i ₁	i ₂	c	m ₁	m ₂

Tab. 6.11 Vzorec dočasného chrupu

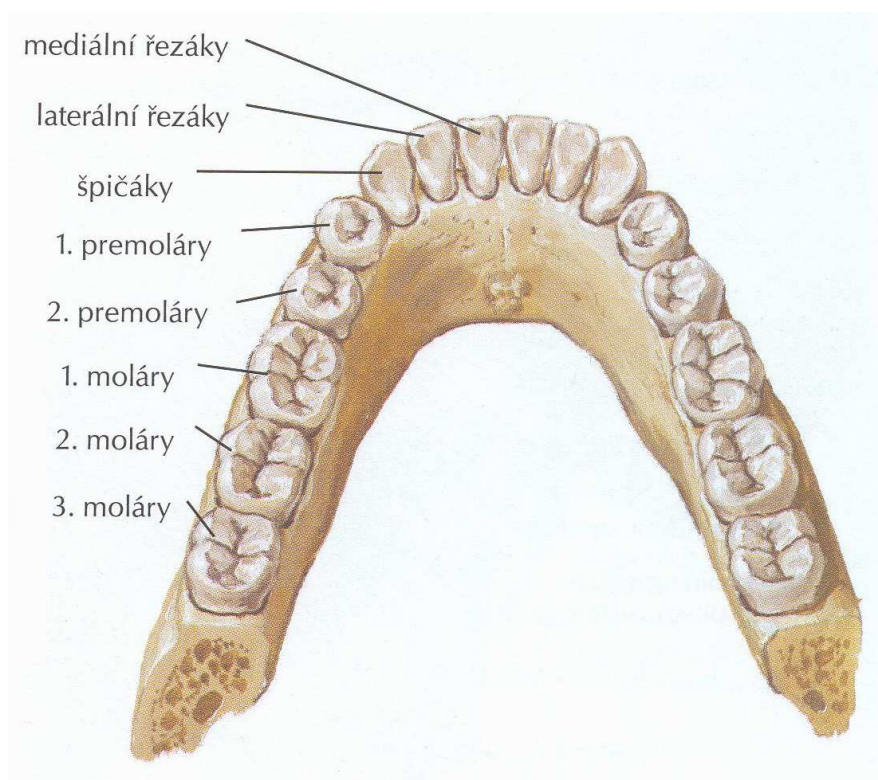
M ₃	M ₂	M ₁	P ₂	P ₁	C	I ₂	I ₁	I ₁	I ₂	C	P ₁	P ₂	M ₁	M ₂	M ₃
M ₃	M ₂	M ₁	P ₂	P ₁	C	I ₂	I ₁	I ₁	I ₂	C	P ₁	P ₂	M ₁	M ₂	M ₃

Tab. 6.12 Vzorec stálého chrupu

Zub je složen ze tří rozdílně tvrdých tkání a to skloviny, zuboviny a zubního cementu (Obr. 6.9). Uvnitř dřeňové dutiny (*cavitas*) a kořenového kanálku se nachází zubní dřeň (*pulpa*). Kořeny zubů jsou uloženy v zubním lůžku v alveolárním výběžku horní a dolní čelisti. Upevnění kořene v čelisti zajišťuje *periodontium*, což je vazivový aparát, na kterém je zub doslova zavěšen. Zubní lůžko je tvořeno převážně kolagenními vlákny zakotvenými do zubního cementu a kortikální kosti čelisti. Spojení zubů s mandibulou se nazývá vklínění (*gomphosis*). Prostor mezi volným okrajem dásně a povrchem zubu se nazývá dásňový žlábek (*sulcu gingivalis*).



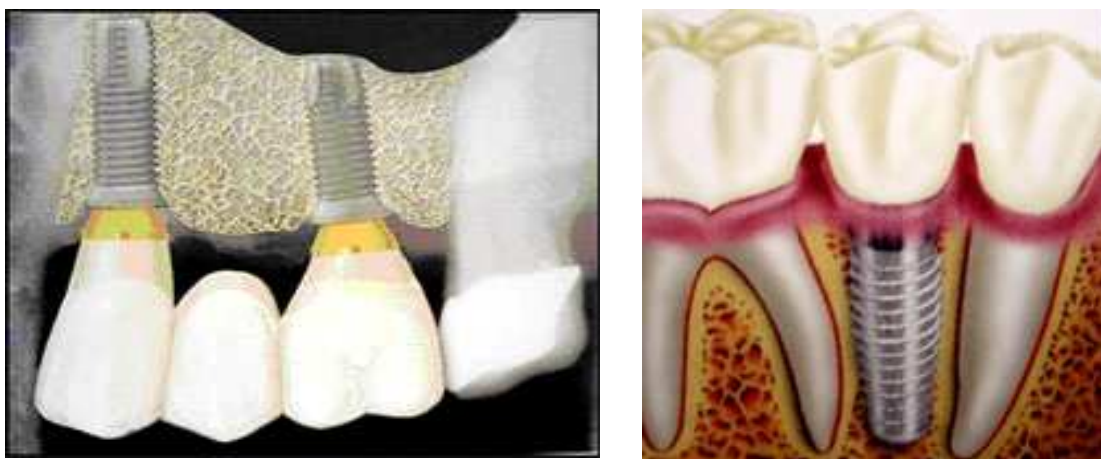
Obr. 6.9 Schéma stavby zubu



Obr. 6.10 Stálé zuby na dolní čelisti

7. DENTÁLNÍ IMPLANTÁTY

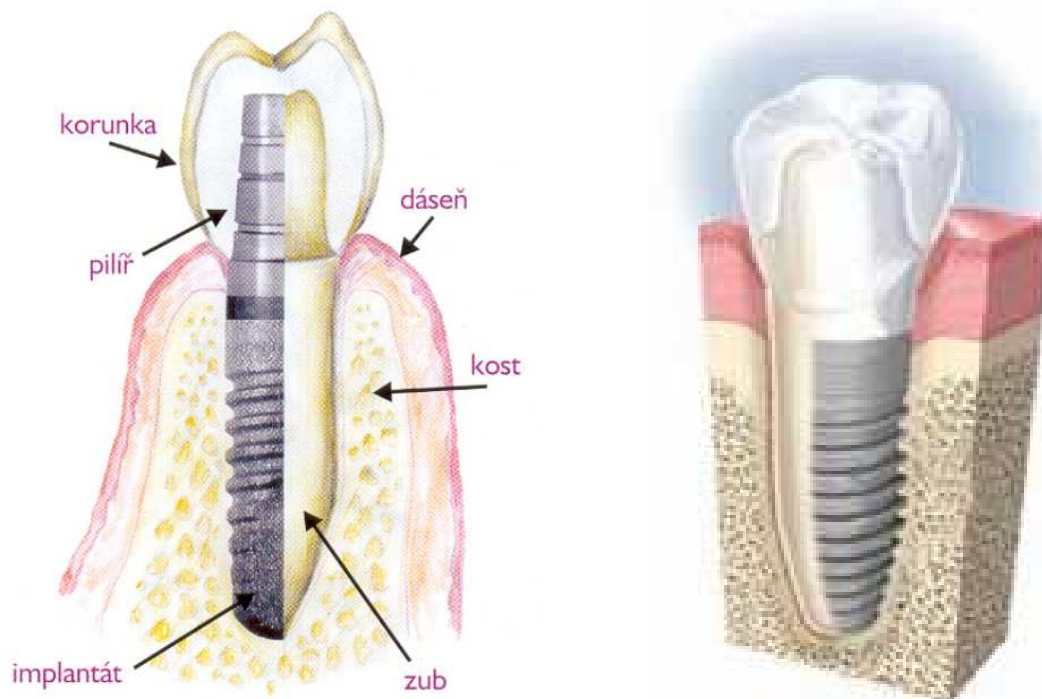
Chybějící vlastní zuby jsou často nahrazovány umělými korunkami, můstky nebo snímatelnými protézami. Dentální implantáty nabízejí možnost náhrady jednoho a více zubů, aniž by se musely obrousit další zdravé zuby. Pod špatně sedící zubní protézou dochází k přestavbě kostní tkáně a následnému úbytku kosti z čelisti. Zubní implantáty jsou plnohodnotnou náhradou ztracených zubů (Obr. 7.1).



Obr. 7.1 Obrázky zubních implantátů

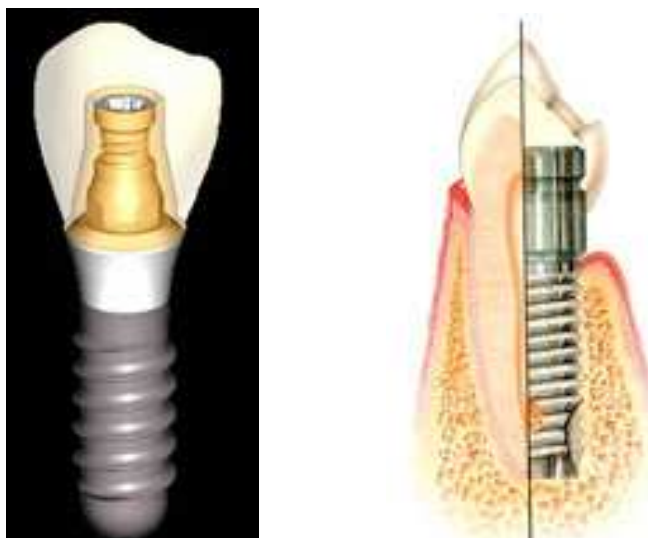
V současné době se úspěšnost aplikace dentálních implantátů pohybuje kolem 95%. Implantáty mají mnoho tvarů. Nejpoužívanější typ implantátu je "titanový šroub". Dentální implantáty mají za úkol plnit funkci zubního kořenu. Za určitou dobu po aplikaci implantátu se na tyto umělé kořeny (*fixtury*) upevní snímatelná náhrada (pilíř, *abutment*) a na ni se zhotoví korunka nebo můstek (Obr. 7.2).

7.1. Co je zubní (dentální) implantát



Obr. 7.2 Popis čelisti se zubním implantátem

Implantát různého tvaru je zaveden zcela, nebo z větší části do kosti čelisti. Výkon se provádí v lokální anestézii a je téměř bezbolestný. Nejméně příjemná je právě aplikace lokálního anestetika injekční formou. Zavedení jednoho implantátu trvá přibližně 20 minut (doba se mění dle typu implantátu). Většina implantátů je vyrobena ze slitiny titanu a na svém povrchu je mechanicky a chemicky upravena tak, aby byl implantát kostí co nejlépe přijat a natrvalo upevněn. Titanový materiál je snášen lidským organismem bez komplikací. Doposud nebyly zaznamenány žádné alergické reakce. Pevné zakotvení implantátu v kosti je stejně důležité, jako dobré zahojení dásně kolem krčku implantátu. Doba hojení se pohybuje mezi 6 až 12 týdny, záleží na typu implantátu. Potom je možné na implantát našroubovat protetický pilíř (*abutment*). Ten vypadá jako čep a již vyčnívá do ústní dutiny (Obr. 7.3). Na něj se cementuje korunka nebo můstek. V situaci, kdy potřebujeme zavést větší počet implantátů, je možné tyto implantáty spojit s můstkem.



Obr. 7.3 Čep vyčnívající do ústní dutiny

Základními předpoklady pro úspěšnou implantaci jsou bezchybná ústní hygiena, dostatek kosti a absence závažných chorob (zhoubné onemocnění v dutině ústní, těžký diabetes mellitus, atd.). Pokud je kost částečně resorbovaná či jiným způsobem oslabená, je třeba ji upravit augmentačními postupy. Pomocí těchto postupů jsme schopni provést „rozšíření“ kosti čelisti. Před vlastní implantací je nezbytné ošetřit ostatní zuby, případně onemocnění dásní a parodontu. Obecnými garancemi dlouhodobě úspěšné implantace jsou ústní hygiena, nekouřit a pravidelné návštěvy lékaře s kontrolou implantátu.

7.2. Klasifikace materiálu

Materiálové hledisko patří v dentální implantologii k nejdůležitějším určujícím aspektům týkajících se životnosti zubního implantátu. Výběr implantačního materiálu je limitován mechanicko-fyzikálními vlastnostmi specifikovanými pro biologickou snášenlivost. Implantát, zavedený do živého organismu, může zmobilizovat vnitřní obranný systém k jeho eliminaci. Ve styku mezi implantátem a kostní tkání vzniká mikrovrstva, kde dochází k ovlivňování čelisti. Tato mikrovrstva je však pro kvalitní osteointegraci nežádoucí. Použitý materiál je například rozpuštěn, podléhá korozi a jeho mikročástice mohou být transportovány tělními tekutinami do vzdálených orgánů, kde vznikají záněty kostí vedoucí až k resorpci vlastní tkáně.

Na základě dlouhodobých zkušeností získaných empirickým i systematickým výzkumem byly pro materiál dentálních implantátů stanoveny tyto všeobecné požadavky:

- Materiál musí být pro tkáň i celý organismus neškodný, tj. nekarcinogenní, netoxický, zbavený antigenů, neradioaktivní.
- Biologicky má být snášenlivý a stabilní. Nesmí narušovat metabolismus a způsobovat resorpci kostního lůžka v čelisti, vyvolávat imunitní reakci organismu na cizí těleso nebo podléhat biodegradaci a musí minimalizovat interakce ve spojení mezi vnitřním a zevním prostředím.
- Po stránce mechanicko-fyzikální má být dostatečně pevný a elektrochemicky stálý. Vzhledem k alveolárnímu lůžku by měl být izoelastický, aby nevyvolával nadměrný tlak a napětí v čelisti.
- Musí být rentgenkontrastní.
- Musí vyhovovat z hlediska estetiky i ústní hygieny.
- Opracování, sterilizace a v případě nutnosti i opakované vyjmutí by neměly činit technické obtíže.

Dentální implantologie prodělala po dlouhodobém vývoji řadu změn – od zavádění některých kuriózních materiálů, jako např. slonovina, až po současné využívání biologicky vysoce kvalitních hmot. Všechny problémy však ještě vyřešeny nejsou. Stále se hledá optimální povrchová úprava implantátu, zvláště při kombinaci materiálů. Zkoumají se mechanicko-fyzikální vlastnosti nových biokompatibilních látek.

7.3. Dělení materiálů pro výrobu zubních implantátů z hlediska biologické reakce organismu

- 1. biotolerantní materiály** - takové materiály, které organismus bez větších problémů přijme a toleruje (slitiny obecných kovů, ušlechtilé kovy).
- 2. bioinertní materiály** - biologicky inaktivní (titan a jeho slitiny, tantal, aluminiumoxidová keramika, uhlíkové materiály, zirkoniumoxidová keramika).
- 3. bioaktivní materiály** - biologicky reaktivní (hydroxyapatit, keramika trikalciumfosfátová a tetrakalciumfosfátová, sklokeramika).

7.4. Druhy zubních implantátů

Při obtížném hledání nových možností v dentální implantologii bylo vyvinuto mnoho různých typů implantátů. Některé se ukázaly jako neperspektivní, brzy se přestaly používat a připisuje se jim jen historický význam. Jiné se postupně zdokonaľovaly do současné podoby. Podle jedné z hlavních třídících metod rozeznáváme implantáty uzavřené, polouzavřené a otevřené (Tab. 7.4). Nejčastějším otevřeným typem je klasický šroubový implantát, který umožňuje řešení naprosté většiny klinických situací. Ve specifických situacích se používají také další druhy implantátů, např. tzv. diskové implantáty BOI, čepelkové, atd. Samostatným druhem jsou miniimplantáty, které se používají na fixaci celkových zubních náhrad. Mají obecně menší průměr než klasické implantáty a jejich zavedení je snazší. Na našem i světovém trhu převládají šroubové typy implantátů, které se dále dělí do několika skupin (např. na cylindrické (válcové) a kónické, jednodílné či vícedílné). Tato diplomová práce je zaměřená na válcové zubní implantáty typu VNI, proto se na tento druh implantátů podíváme důkladně. Zbylé typy implantátů nalezneme podrobně popsané na internetu a v odborné literatuře.

IMPLANTÁTY
1. uzavřené
2. polouzavřené
3. otevřené <ul style="list-style-type: none"> a) sub-, intramukózní b) subperiostální c) enoseální <ul style="list-style-type: none"> - čepelkové - válcové - ostatní typy

*Tab. 7.4 Klasifikace dentálních implantátů
podle vztahu k prostředí dutiny ústní*

7.5. Válcový zubní implantát VNI

V současné době dominuje používání válcového implantátu. V moderní podobě jej poprvé předvedl v roce 1965 Švéd Per-Ingvar Brånemaark. Implantát je vyroben z čistého titanu (méně často se vyskytuje z titanové slitiny) a povrch implantátu je pískován. Téměř vždy je dvoudílný a skládá se z nitrokostní části - fixtury a z intraorální části - abutmentu, pilíře nebo podpěry (Obr. 7.5). Fixtura se vhojuje osteointegrací. Je tedy charakterizovaná ankylotickým spojením s kostí a velmi dlouhou životností. Fixtura je rotačně symetrická a má tvar válce, který je většinou opatřen zevním závitem - podobá se tedy šroubu. V tom případě se implantát nazývá šroubový. Průměr válcového implantátu je nejčastěji od 3 do 6 mm a délka se pohybuje od 6 do 20 mm. Pro vyšší kvalitu osteointegrace může být povrch fixtury speciálně upraven (např. pískováním, plazmováním nebo různými chemickými postupy).

Válcové implantáty se jako jediné používají ve všech indikacích dentálních implantátů. Jsou velmi citlivé na techniku aplikace a na ústní hygienu. Výhodou je poměrně malé zatížení lidského organismu operačním zákrokem spojeným s implantací.

7.5.1. Charakteristika zubních válcových implantátů VNI

Pro kvalitnější osteointegraci může být intraosseální část u obou typů válcových implantátů s mikrostrukturovaným povrchem, drážkou a horizontálně umístěným otvorem opatřena podélnými drážkami (rovnoběžnými s podélnou osou fixtury). Jeden typ implantátu je s půlkulovým zakončením, druhý je ukončen dvěma trny. Oba typy zubních implantátů VNI nabízí šroubové spojení fixtury s abutmentem.

1. válcový implantát zakončený dvěma trny
2. válcový implantát s půlkulovým zakončením
3. válcová fixtura zakončená dvěma trny
4. válcová fixtura s půlkulovým zakončením
5. abutment



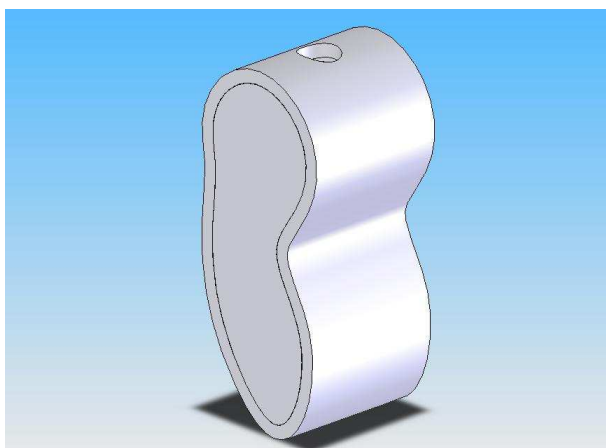
Obr. 7.5 Válcový zubní implantát VNI

8. VYTVOŘENÍ DÍLČÍCH MODELŮ

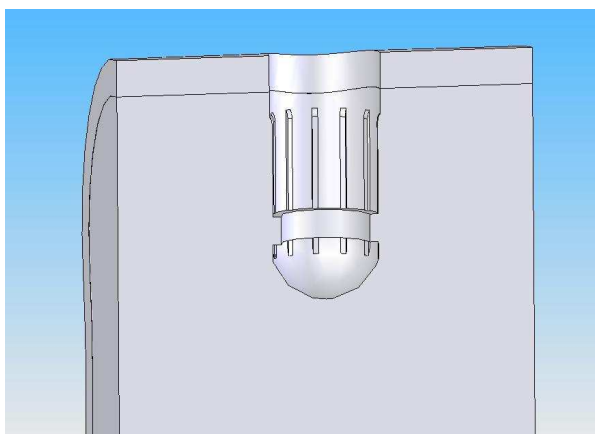
Vytvořený výpočtový model má charakter orientačního modelu z hlediska určení základních deformací a napětí zubního implantátu a kostní tkáně. Deformačně napětíovou analýzu čelisti se zubním implantátem nelze řešit na jednoduchém dvojrozměrném modelu z důvodu zatěžování implantátu v různých směrech, proto byl vytvořen model trojrozměrný. Zde si uvedeme, jakým způsobem byly vytvořeny jednotlivé modely geometrie.

8.1. Model geometrie dolní čelisti (mandibuly)

Pro výpočet deformace a napětí v okolí dolní čelisti se zubním implantátem jsem v programu SolidWorks 2005 SP3.1 vytvořil trojrozměrný model geometrie (Obr. 8.1, Obr. 8.2 a Obr. 8.3). Z celé dolní čelisti jsem vybral určitou podoblast o délce 15 mm, výšce 31 mm a tloušťce 10 mm (v nejtlustším místě). Tvar, převzatý ze skutečné geometrie mandibuly (z rentgenového snímku, z fotek na internetu), je mírně upraven. Na dané úrovni řešeného problému je uvažování přesné geometrie mandibuly nepodstatné, proto byla geometrie zjednodušena a upravena dle možností modelování v programu SolidWorks. Kost se skládá ze dvou vrstev – kompakty a spongiózy (Obr. 8.4 a Obr. 8.5). Obě vrstvy jsou modelované zvlášť a poté jsou pomocí funkce „vazba“ (vazby vytváří geometrické vztahy mezi součástmi sestavy) v programu SolidWorks spojeny v jedno těleso. Tímto nám vznikly dva odlišné objemy v jednom tělese. Tloušťka kompakty v dolní čelisti je u každého člověka jiná. Závisí to na mnoha faktorech, které nás ovlivňují po celý život. V literatuře [5] se uvádí, že kompakta je silná 1–3 mm. V této diplomové práci jsem kompaktu uvažoval o konstantní tloušťce 1,3 mm, kterou jsem odečetl z CT snímků. Stejná hodnota tloušťky kompakty je uvedena v literatuře [6].

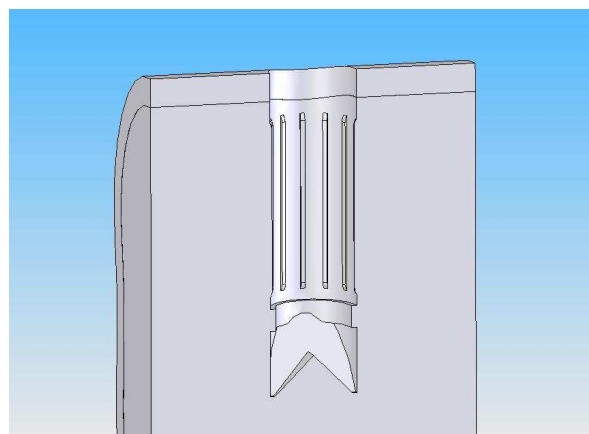


Obr. 8.1 Model geometrie dolní čelisti



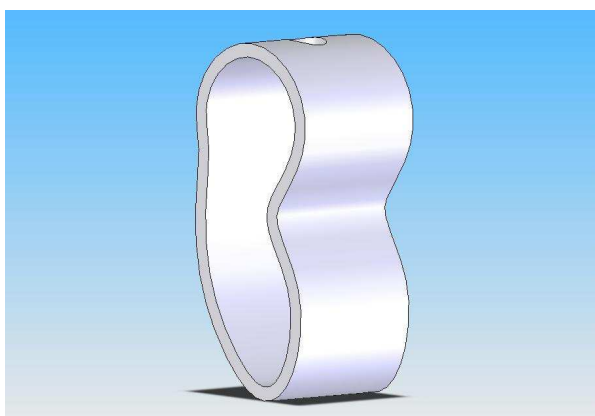
Obr. 8.2 Model geometrie dolní čelisti

– řez 1

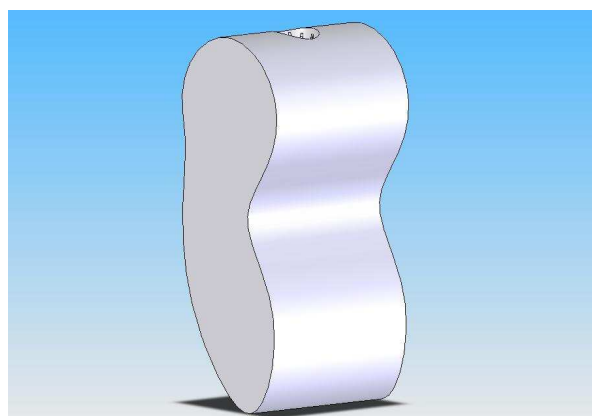


Obr. 8.3 Model geometrie dolní čelisti

– řez 2



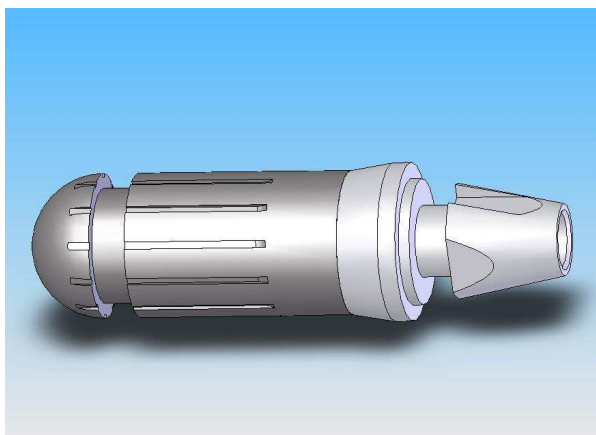
Obr. 8.4 Model geometrie kompakty



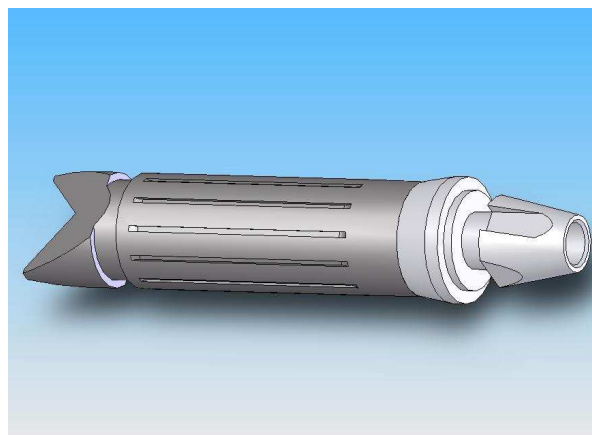
Obr. 8.5 Model geometrie spongiózy

8.2. Model geometrie dvou zubních implantátů typu VNI

Dalšími modely geometrie jsou dva válcové implantáty typu VNI (Obr. 8.6 a Obr. 8.7). Jsou složeny ze dvou částí. Z intraosseální části – fixtury a z intraorální části – abutmentu (Obr. 8.8, Obr. 8.9 a Obr. 8.10). První fixtura (Obr. 8.11, Obr. 8.12 a Obr. 8.13) je válcová s podélným rýhováním s půlkulovým zakončením o délce 9 mm, průměru 4 mm a s vnitřním závitem o průměru 2,5 mm. Na dané úrovni řešeného problému je tento závit nepodstatný, proto jsme ho neuvažovali. Druhá fixtura (Obr. 8.14, Obr. 8.15 a Obr. 8.16) je válcová zakončená dvěma trny s podélným rýhováním o délce 15 mm, průměru 4 mm a s vnitřním závitem o průměru 2,5 mm. Tento závit jsme rovněž neuvažovali ze stejného důvodu, který je uveden u první fixtury. Trny slouží pro kompresní fixaci implantátu v kosti. Vnitřní závit fixtury slouží pro připevnění válcového nástavce – abutmentu o délce 11 mm. Tvar dentálních implantátů byl převzat z dostupné literatury [9], z internetu [11] a hlavně ze vzorků, které jsem měl k dispozici.

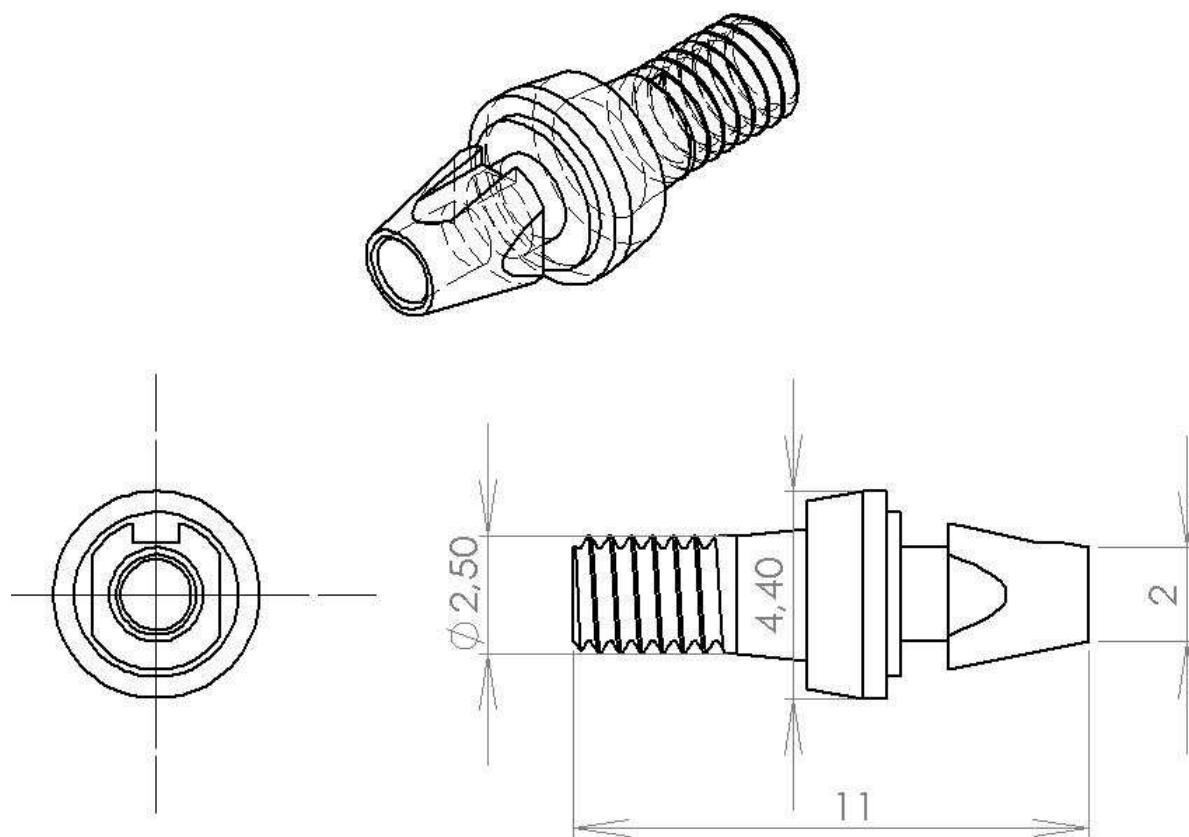


Obr. 8.6 Model geometrie implantátu VNI

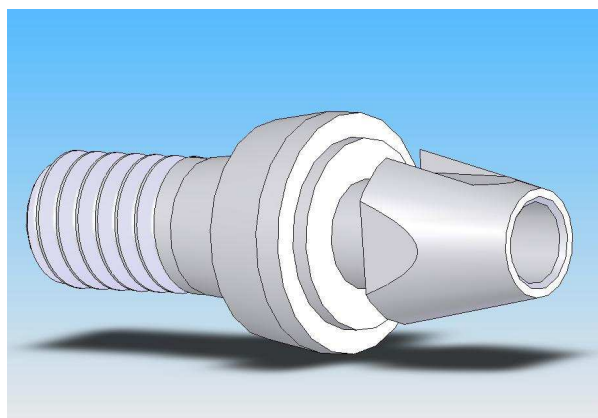


Obr. 8.7 Model geometrie implantátu

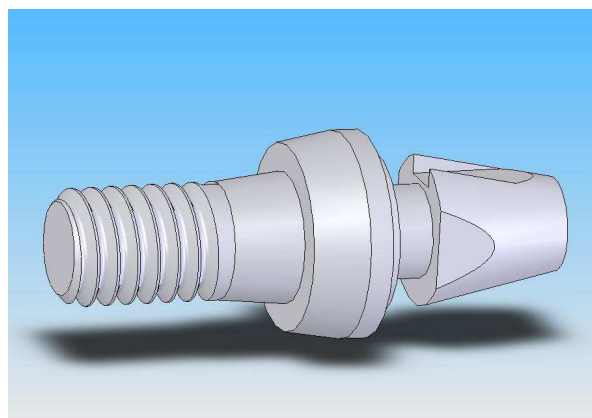
VNI s trny



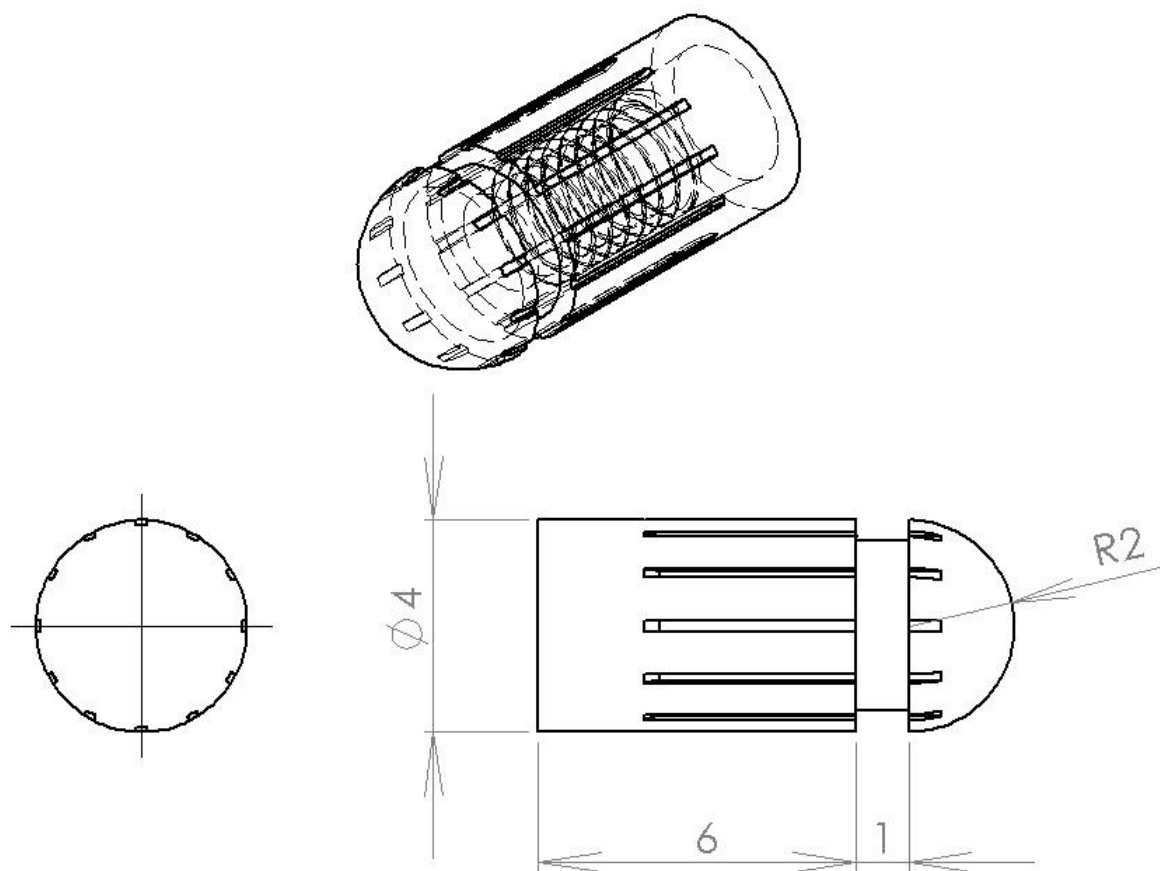
Obr. 8.8 Výkres abutmentu se základními kótami



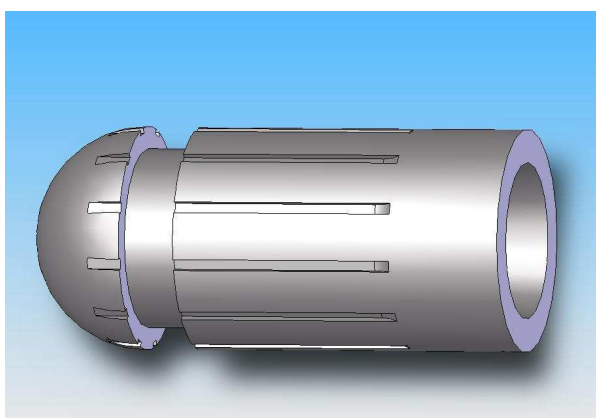
Obr. 8.9 Model geometrie abutmentu



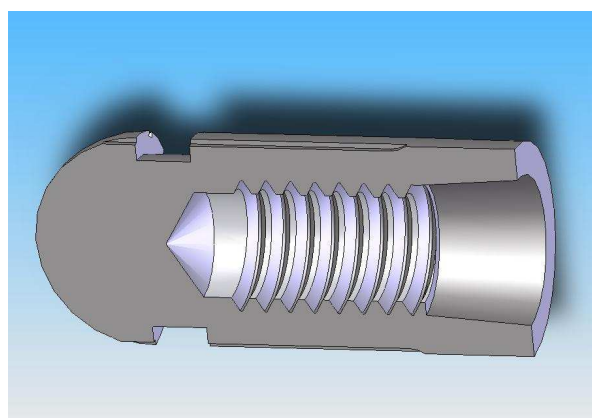
Obr. 8.10 Model geometrie abutmentu



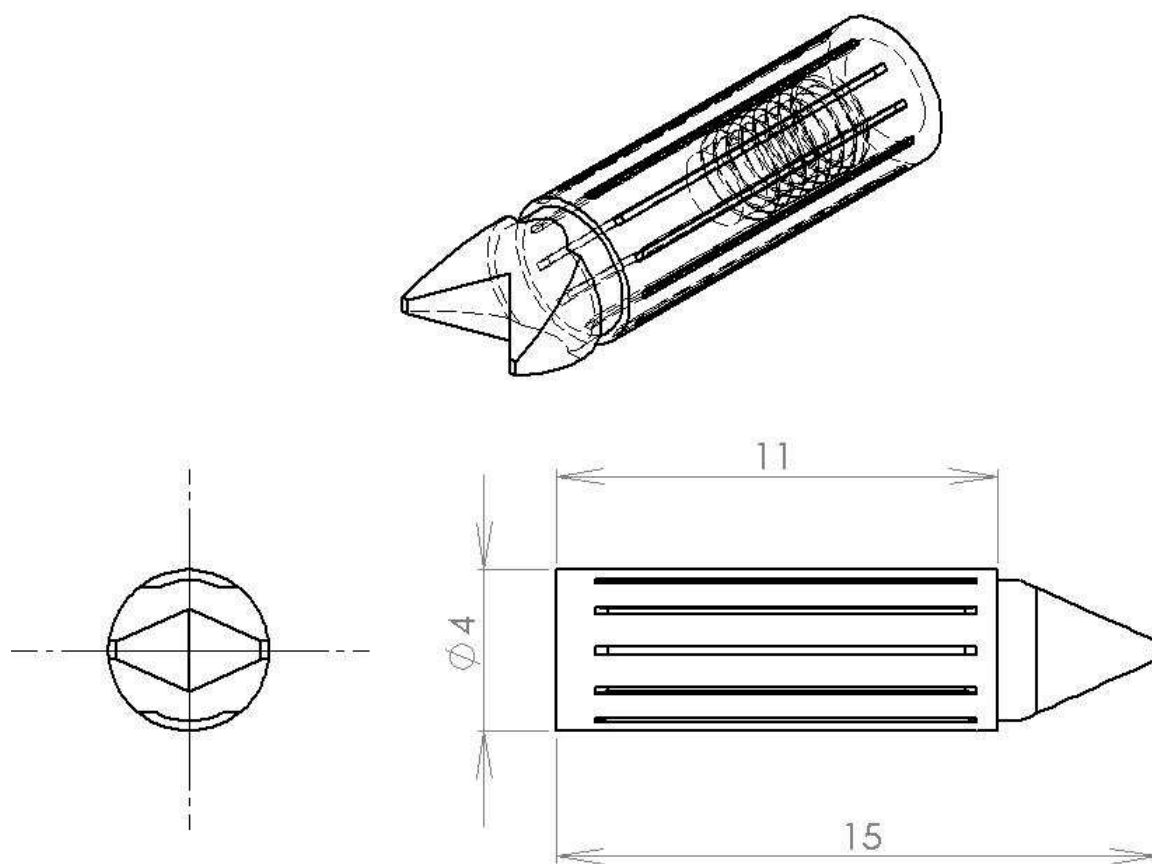
Obr. 8.11 Výkres válcové fixtury s půlkulovým zakončením se základními kótami



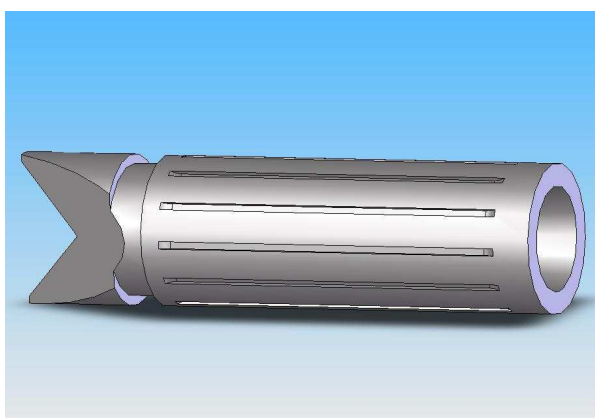
Obr. 8.12 Model geometrie válcové fixtury
s půlkulovým zakončením



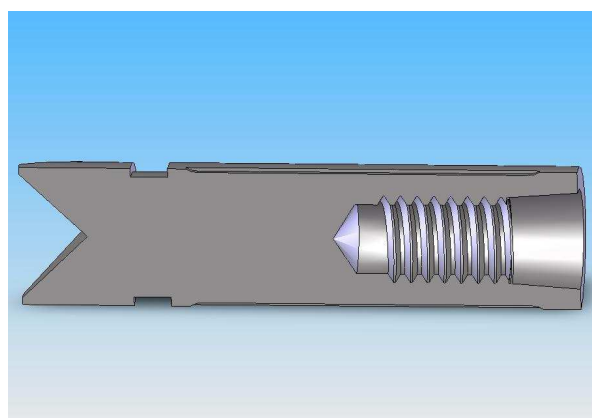
Obr. 8.13 Model geometrie válcové fixtury
s půlkulovým zakončením – řez



Obr. 8.14 Výkres válcové fixtury zakončené dvěma trny se základními kótami



*Obr. 8.15 Model geometrie válcové
fixtury zakončené dvěma trny*



*Obr. 8.16 Model geometrie válcové
fixtury zakončené dvěma trny – řez*

8.3. Model materiálu

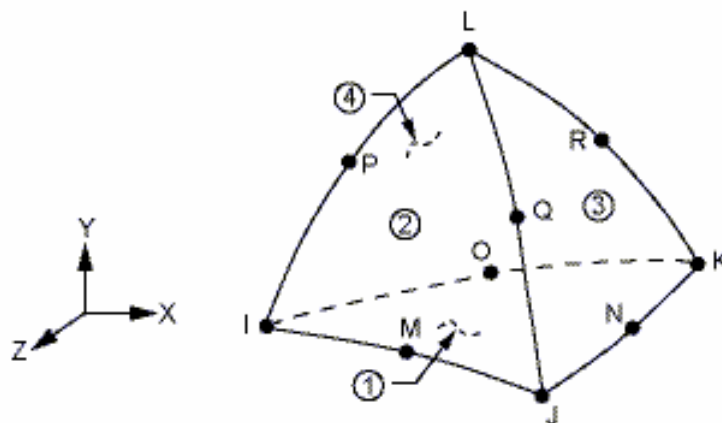
U biologických materiálů je velmi těžké určit hodnoty fyzikálních a mechanických vlastností. Tyto vlastnosti jsou závislé na stáří a zdravotním stavu každého jedince. Hodnoty uváděné v literatuře mají velký rozsah. Biologické materiály se vyznačují anizotropním chováním a vysokou nehomogenitou. Získání věrohodných materiálových charakteristik je kvůli tomu značně obtížné, a proto byly použity materiálové charakteristiky uváděné v odborné literatuře [1] a [2]. Na dané úrovni řešeného problému jsou tyto materiálové charakteristiky dostačující. V praxi se běžně uvádí spongióza a kompakta jako izotropní, homogenní a lineárně pružný materiál. Jedná se o dva parametry: modul pružnosti v tahu E [MPa] a Poissonovo číslo μ [-]. Všechny části týkající se řešeného problému (kompakta, spongióza a materiál, ze kterého je zubní implantát vyroben (titan)) mají značně rozdílné materiálové charakteristiky (Tab. 8.17).

materiál	materiálové charakteristiky	
	E [MPa]	μ [-]
kompakta	13700	0,3
spongióza	1370	0,3
titan	110000	0,33

Tab. 8.17 Materiálové charakteristiky použitých materiálů

8.4. Konečnoprvkový model

Pro vytvoření sítě trojrozměrného modelu (mandibuly a implantátu) je vhodné používat prvky SOLID. V programu ANSYS je k dispozici velké množství prvků. Vybral jsem prvek SOLID187, který je stejný jako prvek SOLID92, ale je novější. Prvek SOLID187 je desetiuzlový čtyřstěn (Obr. 8.18), který má v každém uzlu tři stupně volnosti (posuvy ve směrech x, y, z).



Obr. 8.18 Geometrie prvku SOLID187

8.4.1. Výpočtový model – vytvoření výpočtové sítě

Pro výpočet jsem vytvořil 3D modely v programu SolidWorks. Jedná se o modely dolní čelisti a dvou válcových dentálních implantátů typu VNI. Hotové modely byly uloženy ve formátu SAT, pomocí kterého byly převedeny do programu Ansys Workbench, verze 11.0 pro vytvoření prostorových MKP modelů.

Vytvoření výpočtové sítě:

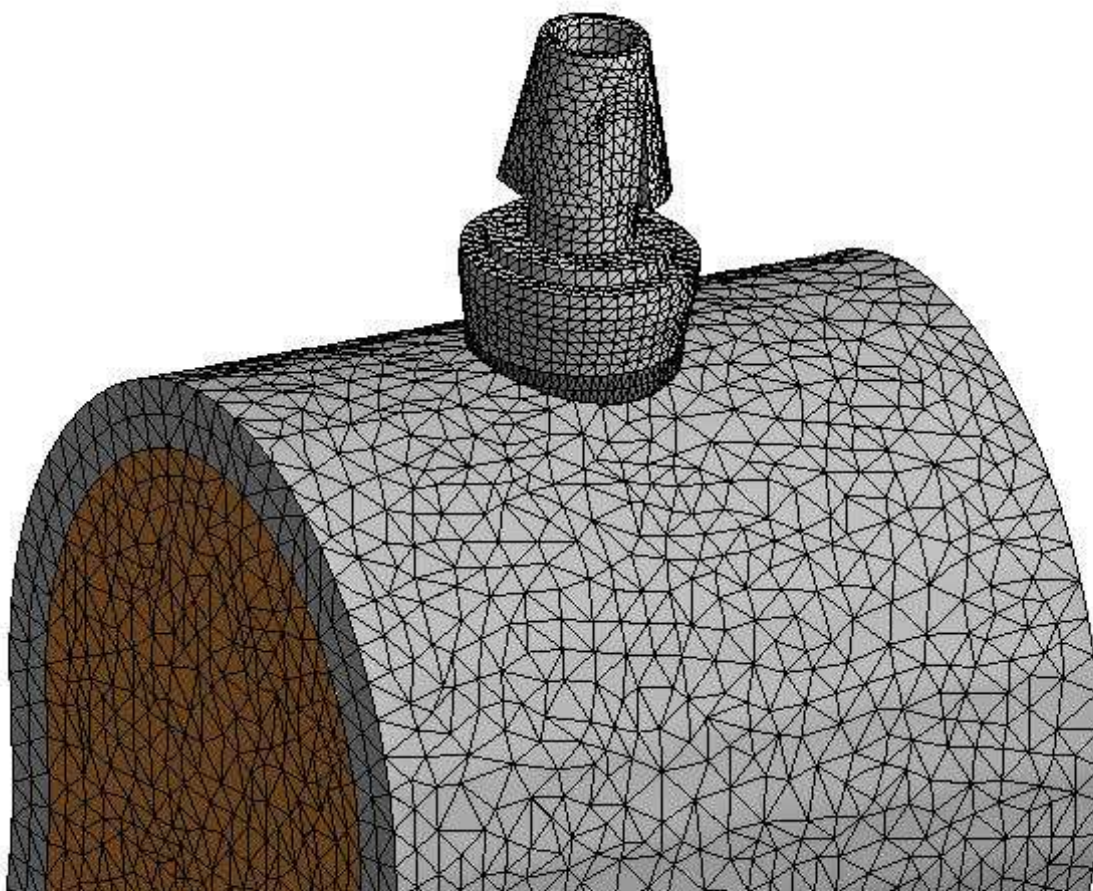
K vytvoření výpočtové sítě bylo třeba ke každé části sestavy přistupovat jednotlivě a vytvořit tak pokud možno co nejpravidelnější síť s jemnými elementy.

Program ANSYS Workbench umožňuje generovat volnou a mapovanou síť. Naše modely mohou obsahovat maximálně 256 000 uzlů, protože jsou počítány na školní verzi ANSYSu a od toho se odvíjelo i další vytváření sítě.

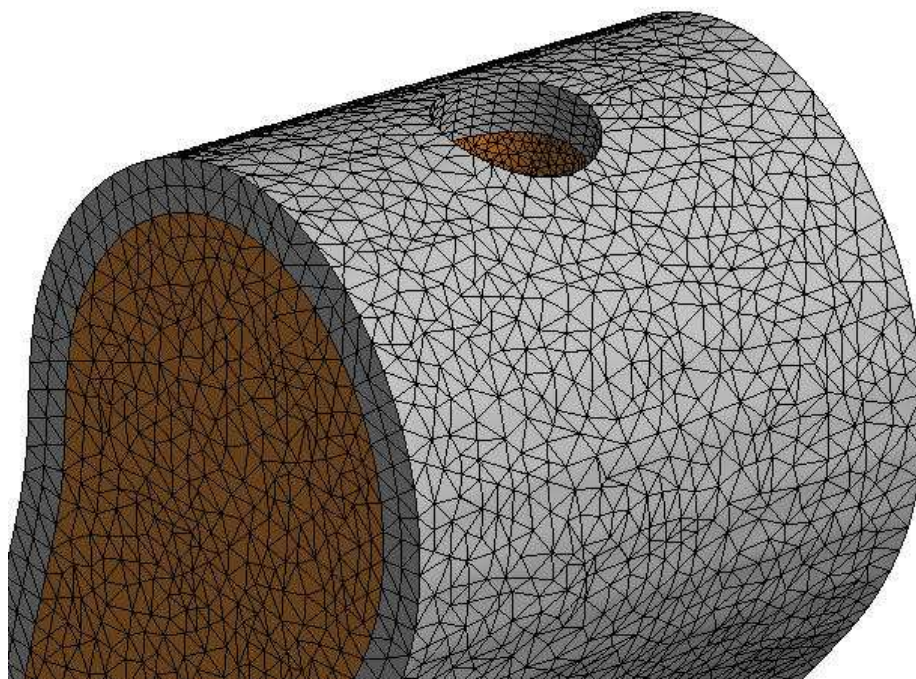
Při tvorbě sítě jsme nejprve zadali v položce Method funkci Automatic Method. Tato funkce bere za dominantní právě námi zvolený prvek SOLID187, který lze použít u jednoduché i složité geometrie. Pro lepší vytvoření výpočtové sítě jsme použili různých funkcí, které nám umožňovali upravovat velikosti prvků na hranách (pomocí dělení hran), na plochách a mohli jsme nastavovat velikosti prvků pro celé objemy. Při snaze mít co nejpravidelnější síť jsme použili další funkci mapování sítě, která se používá u jednoduchých tvarů těles a musí se zvlášť nastavit. U složité geometrie jsme nuceni používat volnou (automatickou) tvorbu sítě.

Postup při tvorbě sítě:

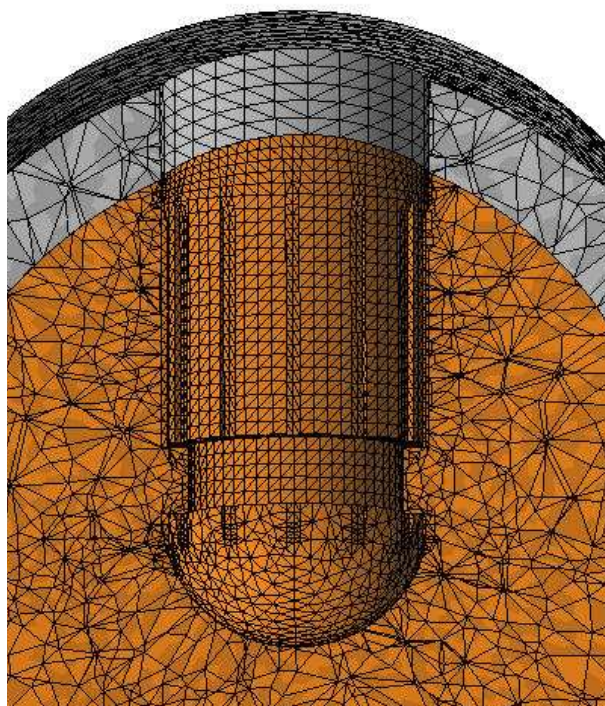
Na vytvořeném modelu dolní čelisti a zubních implantátů nejprve vygenerujeme hrubou síť pomocí funkce Body Sizing. Velikost prvků na implantátu byla předepsána 0,4 mm a na spongiózní a kompaktní kosti 0,7 mm. Dále byla síť lokálně zjemňována na plochách - Face Sizing a na línách - Edge Sizing v místech složité geometrie a v otvorech. Vytvořená síť na jednotlivých modelech je zobrazena na následujících obrázcích (Obr. 8.19 až 8.25).



Obr. 8.19 Výpočtová síť implantátu s dolní čelistí

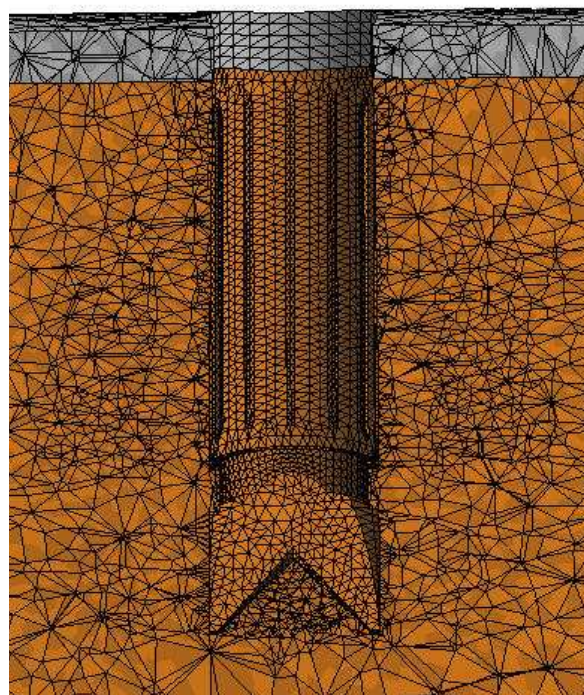


Obr. 8.20 Výpočtová síť na dolní čelisti



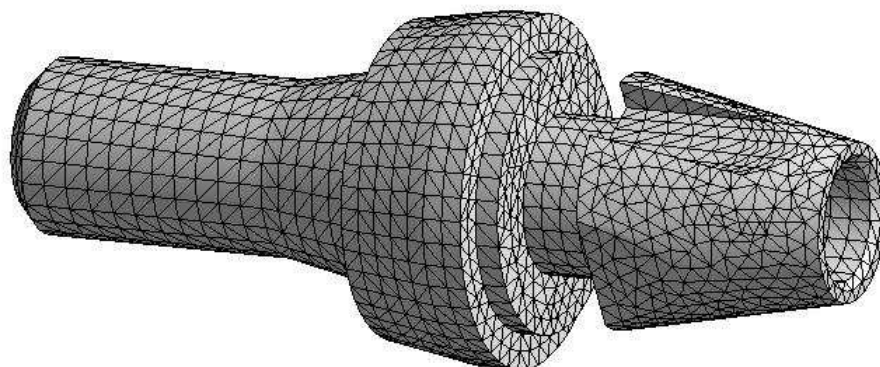
Obr. 8.21 Výpočtová síť na dolní čelisti

- řez



Obr. 8.22 Výpočtová síť na dolní čelisti

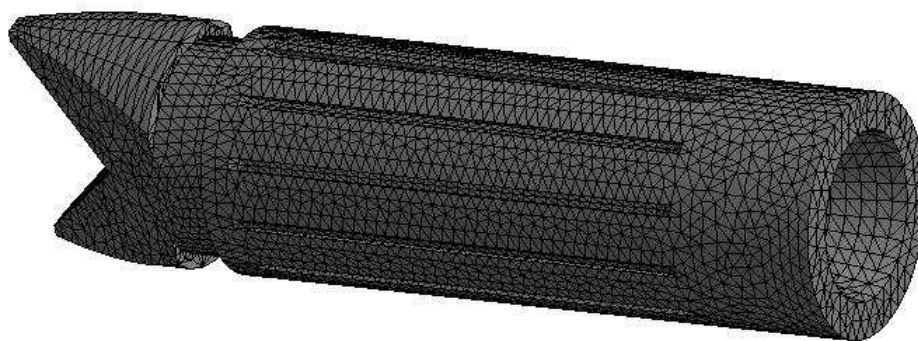
- řez



Obr. 8.23 Výpočtová síť na abutmentu



Obr. 8.24 Výpočtová síť na válcové fixtuře s půlkulovým zakončením



Obr. 8.25 Výpočtová síť na válcové fixtuře zakončené dvěma trny

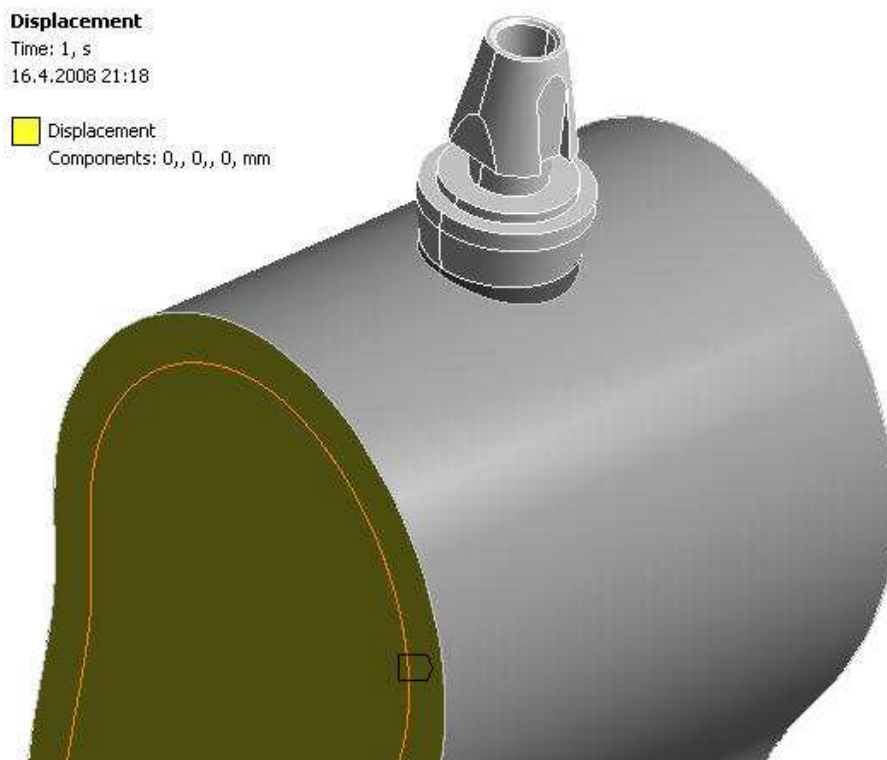
8.5. Model vazeb

Předepsáním okrajových podmínek popisujeme v programu ANSYS interakci soustavy s okolím. Okrajové podmínky musí být takové, aby zabránily volnému pohybu celé soustavy v prostoru.

Na namáhání dolní čelisti se zubním implantátem má vliv čelistní kloub, kloubní chrupavka a pomocná kloubní zařízení. Z časových důvodů nejsou tyto komponenty a jejich vliv do výpočtu zahrnuty. Jelikož je řešení zavedeného implantátu do celé spodní čelisti příliš rozsáhlé, vybereme z čelisti jen určitou podoblast a tou se budeme zabývat.

8.5.1. Model vazeb - zabránění pohybu celé soustavy

Na straně řezu dolní čelisti blíže k čelistnímu kloubu bylo zabráněno posuvům ve všech směrech (Obr. 8.26). Na druhé straně řezu (blíže k bradě) nejsou předepsané žádné okrajové podmínky, aby mohla spodní čelist pod zatížením konat pohyb. Je tomu tak i u lidské čelisti. Takto definované okrajové podmínky zabrání volnému pohybu celé soustavy v prostoru.

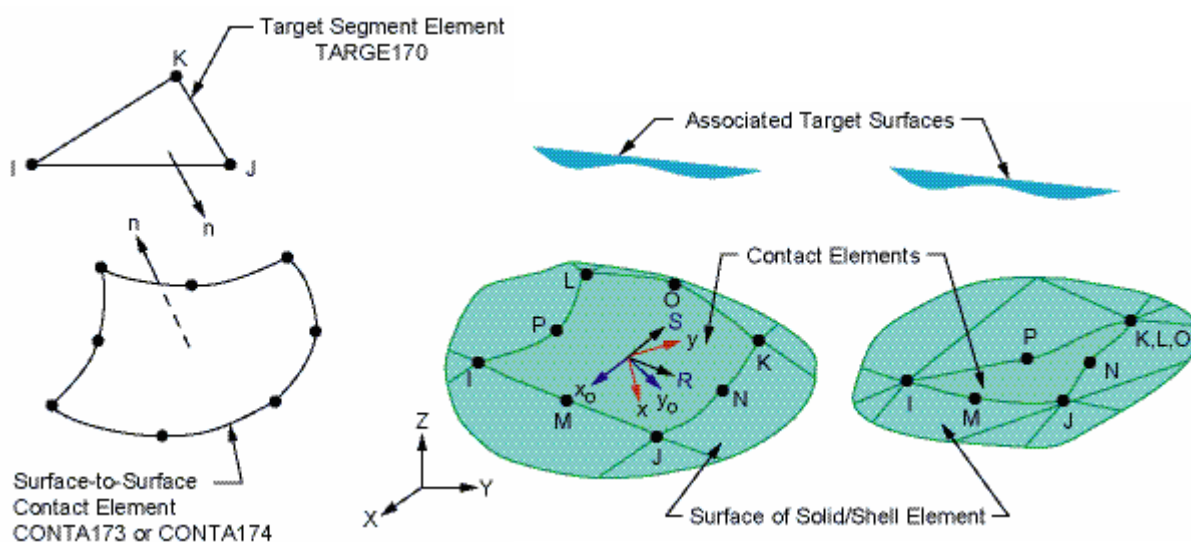


Obr. 8.26 Znáznornění okrajových podmínek

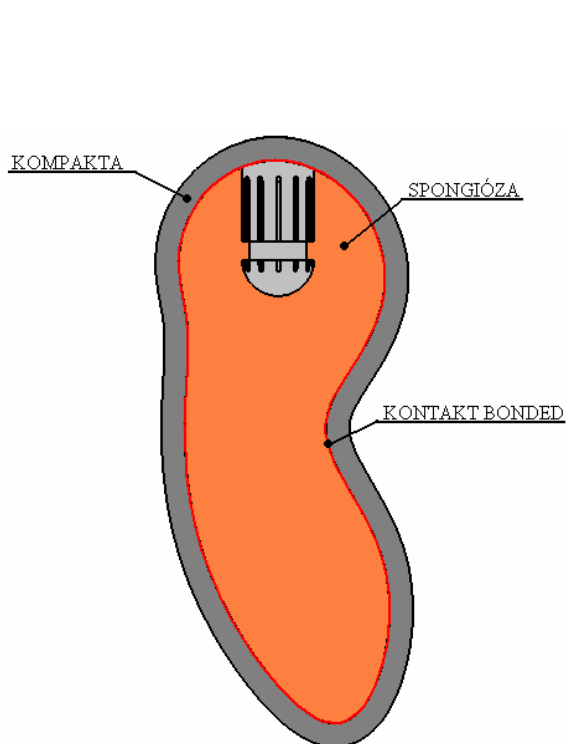
8.5.2. Model vazeb mezi kostní tkání a implantátem - kontakt

V místech, kde dochází k osteointegraci, bude modelován kontakt Bonded Always (lepené spojení ploch). Jedná se o plochy na rozhraní spongióza – kompakta (Obr. 8.28) a spongióza – fixtura (Obr. 8.29). Stejný kontakt byl také modelován na rozhraní fixtura – abutment (Obr. 8.30), kde tuto funkci ve skutečnosti zastává závit. V diplomové práci jsme tento závit neuvažovali. Na rozhraní ploch kompakta – fixtura nedošlo k osteointegraci, a proto budeme modelovat kontakt bez tření Standart Frictionless (Obr. 8.31), čímž dojde k posuvům.

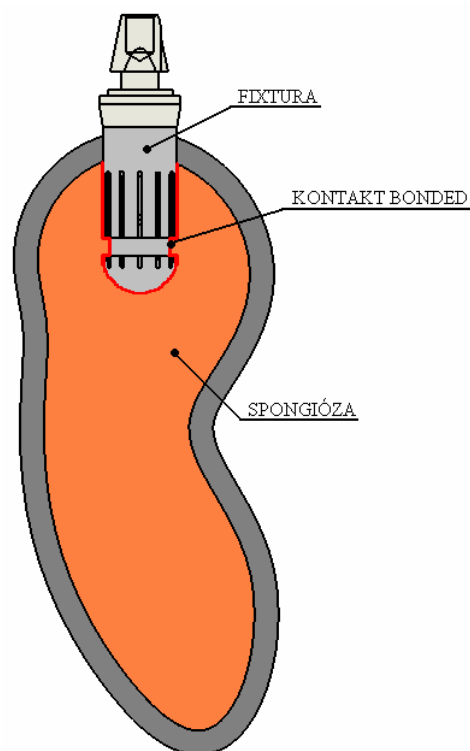
Kontakty na stykových plochách mezi tělesy jsou tvořeny prvky „cílový povrch“ (Target Surface) a „kontaktní povrch“ (Contact Surface). Při tvorbě kontaktu byly použity typy prvků TARGE 170 a CONTA 174. Prvek TARGE 170 je tříuzlový 3D prvek (Obr. 8.27) a byl použit na tuhých kontaktních plochách a na plochách s hrubou sítí. Prvek CONTA 174 je osmiuzlový 3D prvek (Obr. 8.27) a byl použit na kontaktních plochách s jemnou sítí.



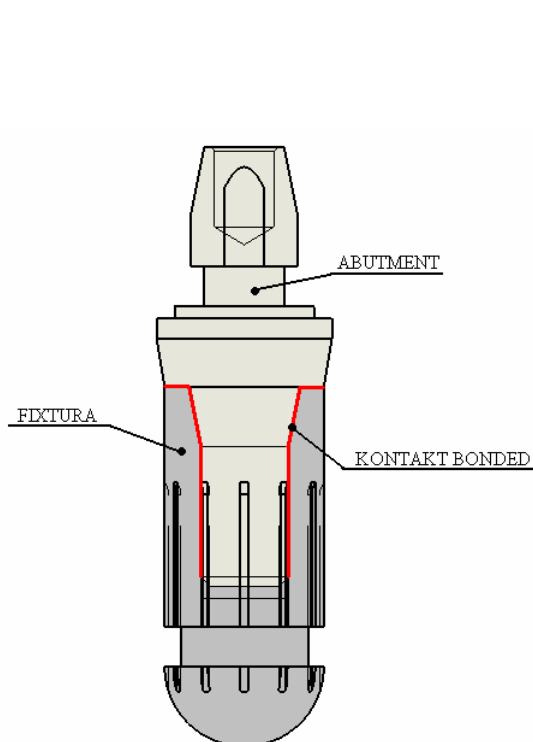
Obr. 8.27 Geometrie elementů TARGE 170 a CONTA 174



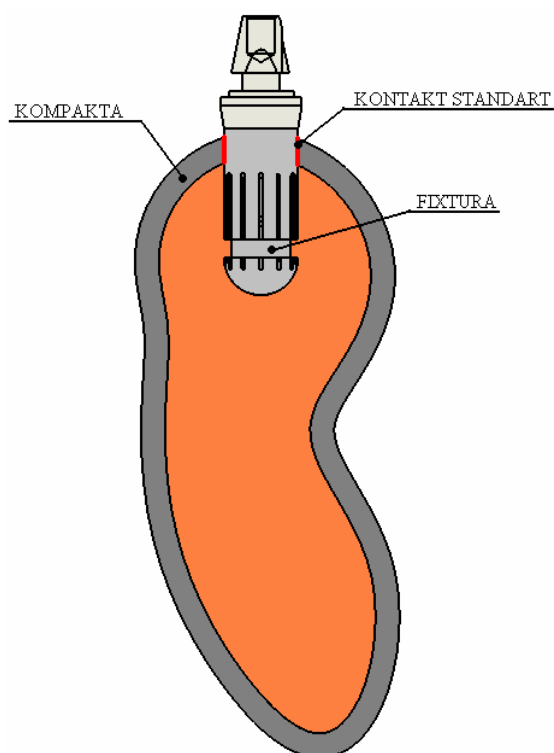
Obr. 8.28 Vazby mezi spongiózou
a kompakťou



Obr. 8.29 Vazby mezi spongiózou
a fixturou



Obr. 8.30 Vazby mezi fixturou
a abutmentem



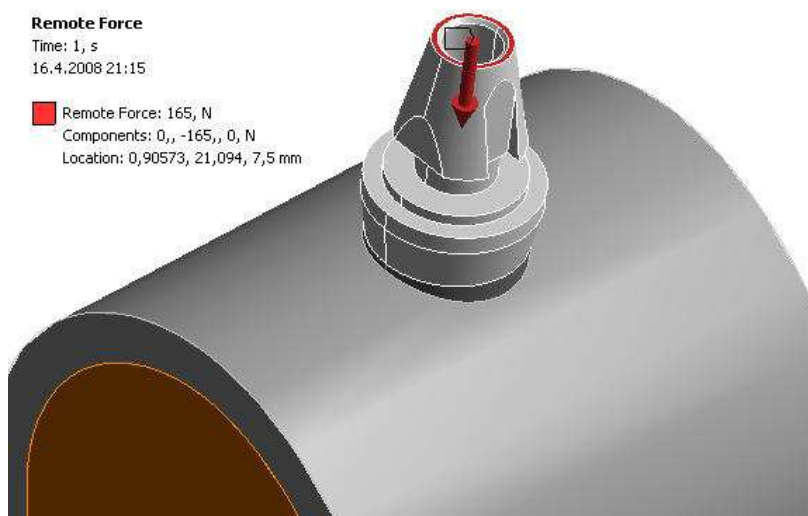
Obr. 8.31 Vazby mezi kompakťou
a fixturou

8.6. Model zatížení

Žvýkací svaly při skusu vyvolávají mechanické zatížení. Na každý typ zubu působí jiné zatěžující síly, které se pohybují v desítkách až stovkách Newtonů. Na přední zuby (řezáky, špičáky, třenové zuby) působí menší zatížení a na zadní zuby (premoláry, moláry) působí větší zatížení. Válcový implantát typu VNI je vhodný pro náhradu premolárů a molárů. Na přední zuby se více hodí jiné typy implantátů, např. žiletkový implantát. Analýzou literatury [3] a [4] jsme získali orientační hodnoty zatěžujících sil pro různé typy zubů (Tab. 8.32). Pro výpočty v této diplomové práci byla vybrána hodnota zatěžující síly 165 N pro druhý premolár s působištem na vrchní ploše abutmentu – směr osy Y (Obr. 8.33).

Číslo zubu	Název zubu	Síla mezi zuby [N]
1	střední řezák	55
2	postranní řezák	85
3	špičák	115
4	první premolár	145
5	druhý premolár	165
6	první molár	175
7	druhý molár	190

Tab. 8.32 Velikost zatěžujících sil na zuby při skusu



Obr. 8.33 Model zatížení spodní čelisti s implantátem

9. REALIZACE PROCESU ŘEŠENÍ

9.1. Použitý Hardware a Software

K vyřešení této diplomové práce jsem měl k dispozici dvoujádrový počítač Intel (R) Core (TM) 2 CPU 6300 s frekvencí 2 GHz, s pamětí 2 GB RAM a s 250 GB harddiskem dostupným v počítačové učebně na ÚMTMB. K vytvoření 3D modelů dolní čelisti a dvou zubních implantátů jsem použil program SolidWorks 2005 SP3.1. K získání výsledků pro následnou analýzu jsem použil program ANSYS Workbench, verze 11.0. Text a tabulky byly vytvořeny v programech Microsoft Office 2003. Všechny použité programy jsou k dispozici na ÚMTMB.

9.2. Nastavení řešiče

Výpočtový systém ANSYS nabízí několik typů řešičů. V našem případě je vhodné použít některý z iteračních řešičů. Vybrali jsme iterační PCG řešič, který je vhodný pro velké náročnější 3D modely. Defaultně je přesnost PCG řešiče nastavena na hodnotu $1,0 \cdot 10^{-8}$. V běžných výpočtech je dostačující přesnost $1,0 \cdot 10^{-5}$. Doba výpočtů byla u každé řešené úlohy jiná. V našem případě se jednalo o rozmezí 40 až 120 minut. Tuto dobu lze snížit použitím výkonnějšího počítače.

10. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

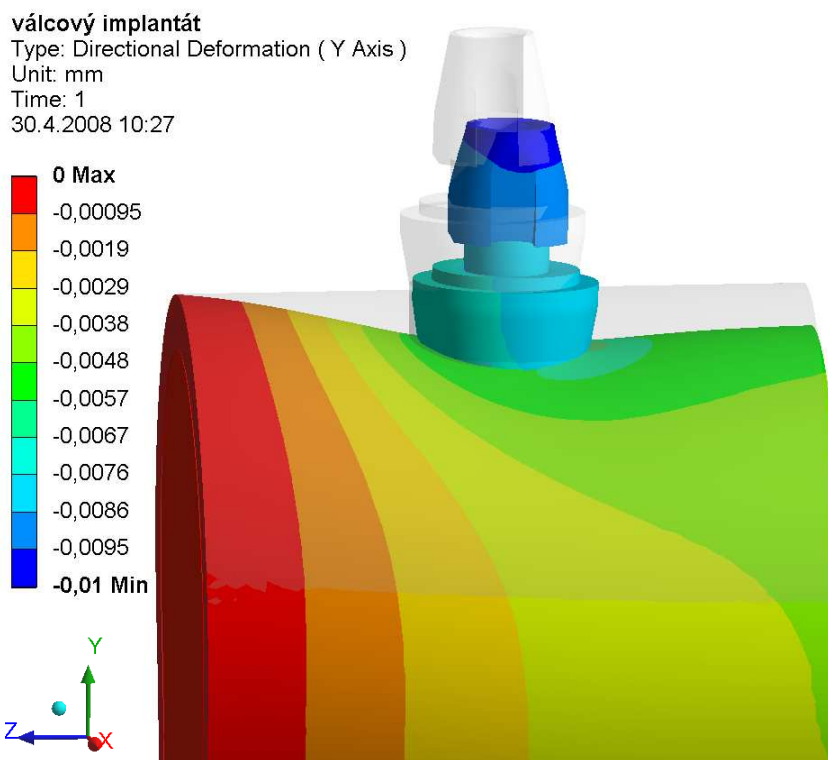
V prezentaci byly vykresleny velikosti deformací a napětí v kostní tkáni a na zubním implantátu. Analýza výsledků z programu ANSYS byla provedena na základě grafického zobrazení. Pro lepší přehlednost byly některé výsledky vykresleny v řezech.

Nejprve jsme pomocí testovacích výpočtů odstranili drobné nepřesnosti v geometrii modelu zubního implantátu a dolní čelisti, protože vedly k nepřesným výsledkům. Na základě prvních výpočtů jsme upravili konečnoprvkovou síť, a to volbou jiných prvků pro tvorbu sítě a hustotou diskretizace sítě. Dále bylo upraveno nastavení vhodného typu řešiče. Díky těmto změnám byla snížena časová náročnost celého výpočtu a dosáhli jsme tím lepších výsledků. Veškeré změny byly prováděny s ohledem na požadovanou přesnost výsledků.

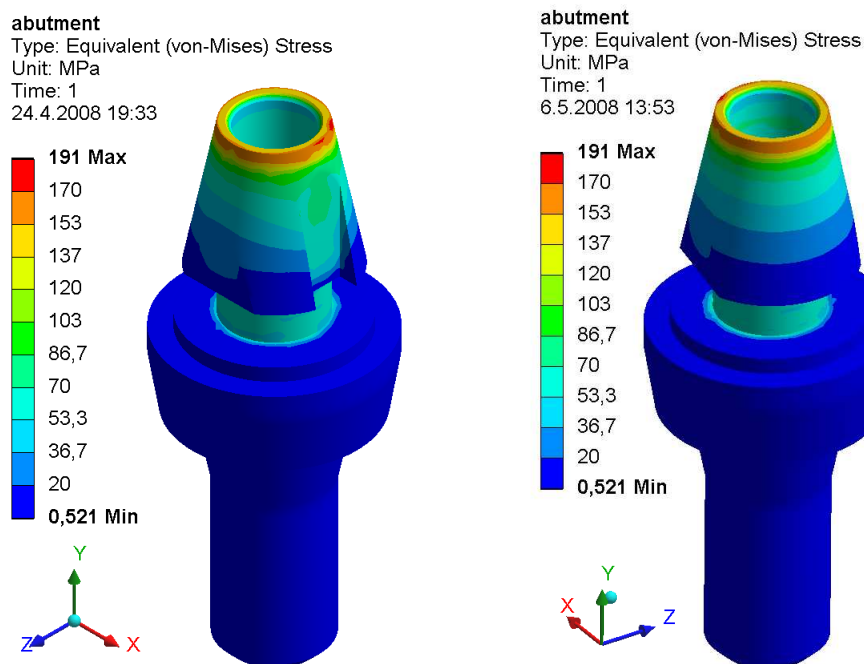
10.1. Analýza napjatosti kostní tkáně a implantátu

Řešený problém byl realizován pro dva typy válcového zubního implantátu VNI. Nejprve byl výpočet řešen pro aplikaci zubního implantátu do kostní tkáně ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) a následně pro jiné varianty úhlů (1° , 2° a 3°). Po výpočtech jsme pro kompakta a spongiózu vykreslili průběhy prvního (σ_1) a třetího (σ_3) hlavního napětí a provedli jsme následnou analýzu napjatosti. Jelikož u různých typů kostní tkáně může v případě přetížení dojít k poměrně rychlé kostní přestavbě a díky tomu ke vzniku míst s nekrotickou nebo sklerotickou tkání, jsou hodnoty těchto hlavních napětí velmi významné. Při zatížení zubního implantátu dochází ve fixtuře (na rozhraní kompakta – spongióza) ke vzniku oblasti s vysokým napětím. K jak velkému rozložení napjatosti ve fixtuře dochází zjistíme vykreslením redukovaného napětí dle podmínky HMH.

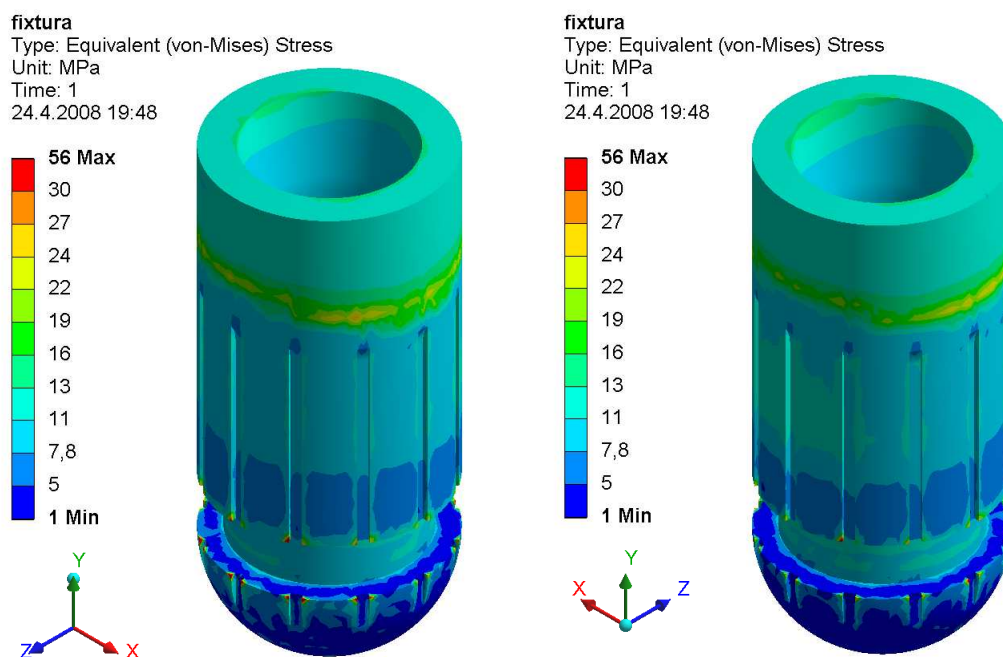
10.1.1. Válcový zubní implantát



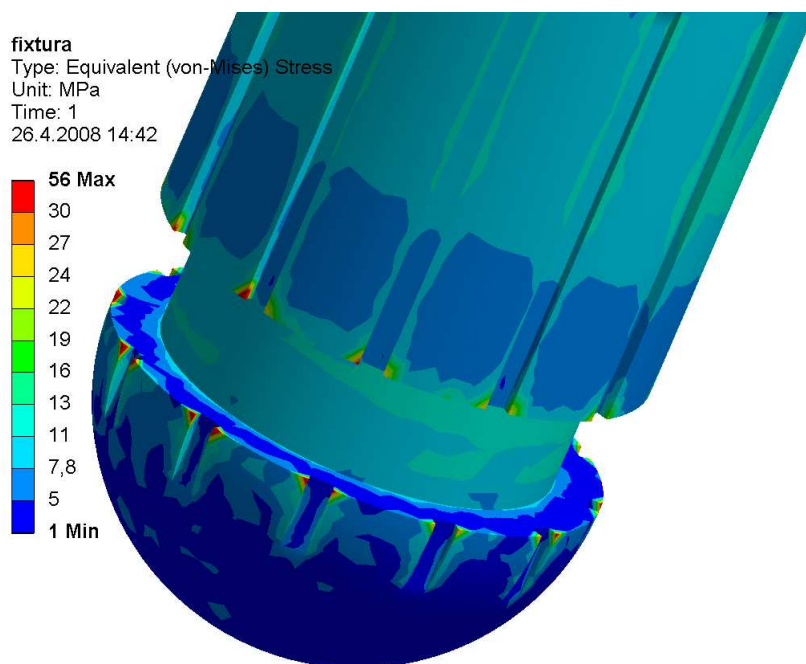
Obr. 10.1 Deformace spodní čelisti s válcovým zubním implantátem



Obr. 10.2 Redukované napětí HMM v abutmentu – pohled 1 a 2



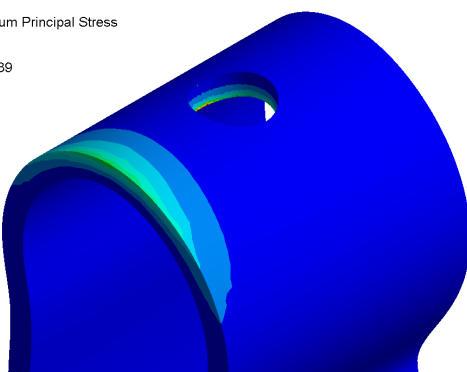
Obr. 10.3 Redukované napětí HMM ve válcové fixtuře s půlkulovým zakončením
– pohled 1 a 2



Obr. 10.4 Redukované napětí HMM ve válcové fixtuře s půlkulovým zakončením – detail

kompakta
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:39

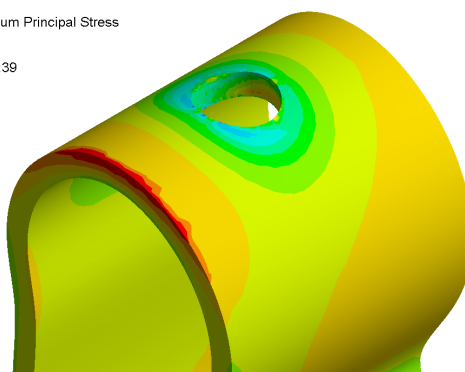
47 Max
30
27
24
21
18
15
12
9
6
3
-1,7 Min



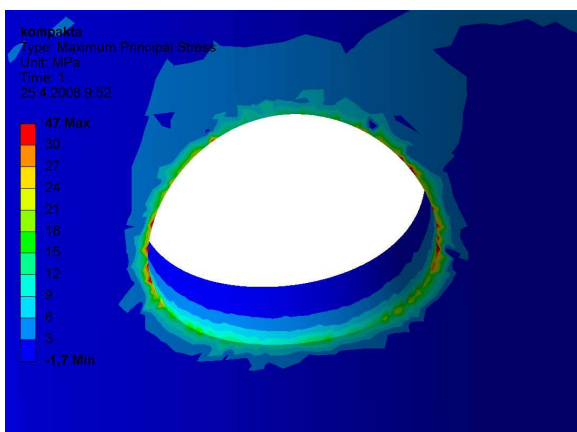
Obr. 10.5 Hlavní napětí σ_1 v kompaktě
– pohled shora

kompakta
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:39

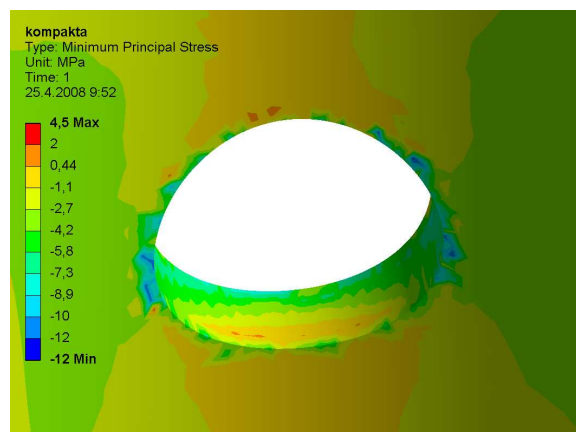
4,5 Max
2
0,44
-1,1
-2,7
-4,2
-5,8
-7,3
-8,9
-10
-12
-12 Min



Obr. 10.8 Hlavní napětí σ_3 v kompaktě
– pohled shora



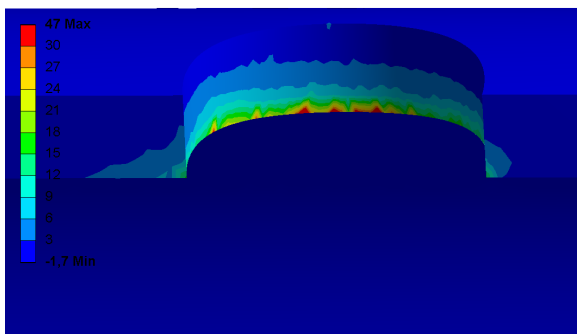
Obr. 10.6 Hlavní napětí σ_1 v kompaktě
– pohled zespoda



Obr. 10.9 Hlavní napětí σ_3 v kompaktě
– pohled zespoda

kompakta
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:39

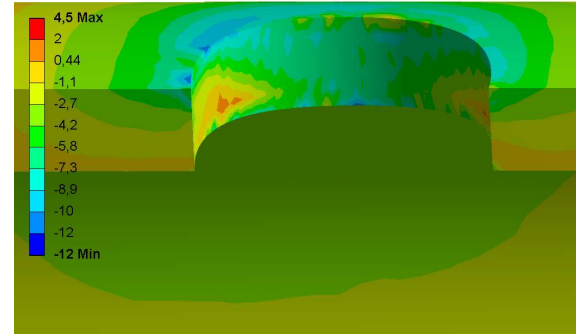
47 Max
30
27
24
21
18
15
12
9
6
3
-1,7 Min



Obr. 10.7 Hlavní napětí σ_1 v kompaktě
– detail

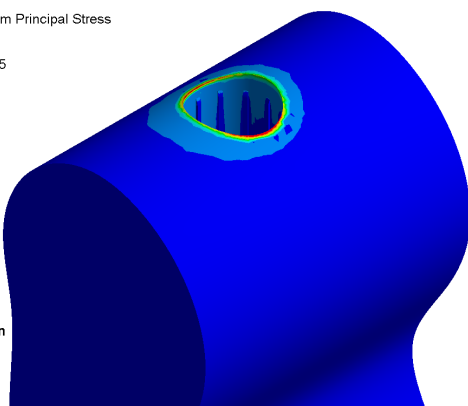
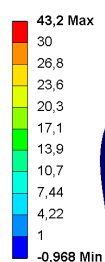
kompakta
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:39

4,5 Max
2
0,44
-1,1
-2,7
-4,2
-5,8
-7,3
-8,9
-10
-12
-12 Min



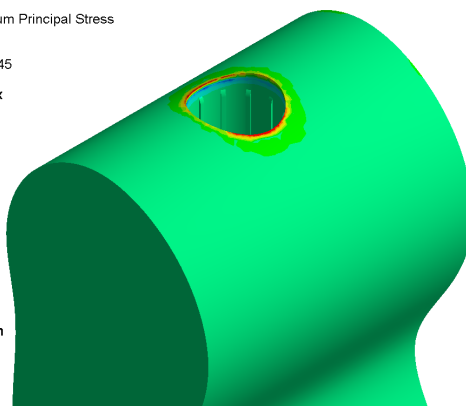
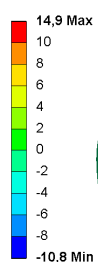
Obr. 10.10 Hlavní napětí σ_3 v kompaktě
– detail

spongióza
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:45



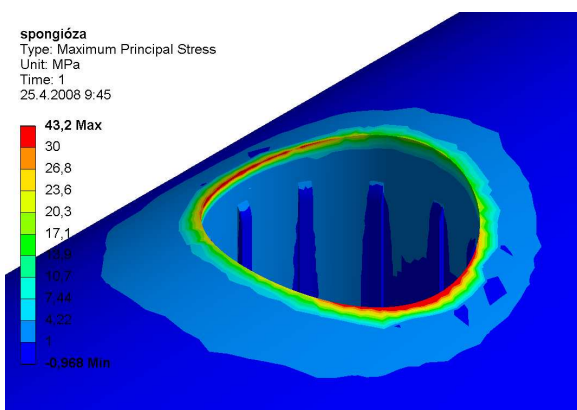
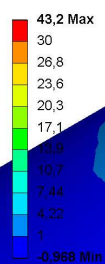
Obr. 10.11 Hlavní napětí σ_1 ve spongióze
– pohled shora

spongióza
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:45



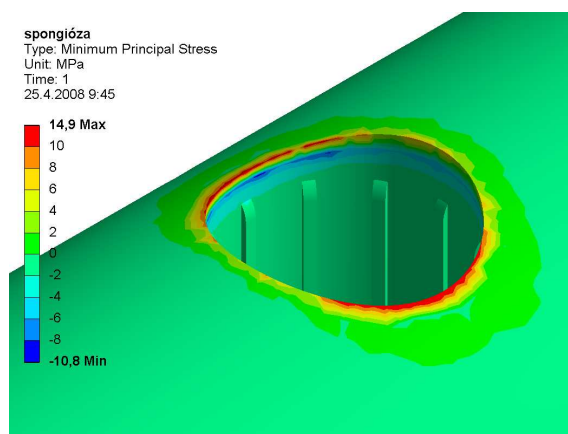
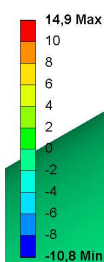
Obr. 10.14 Hlavní napětí σ_3 ve spongióze
– pohled shora

spongióza
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:45



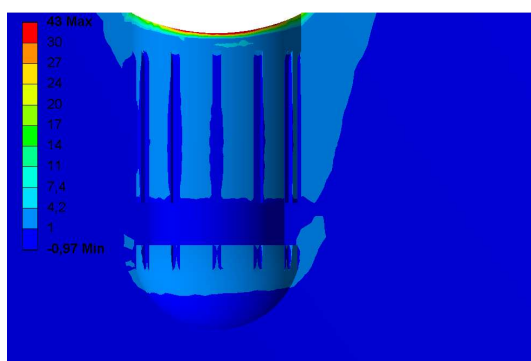
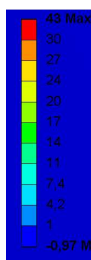
Obr. 10.12 Hlavní napětí σ_1 ve spongióze
– detail

spongióza
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:45



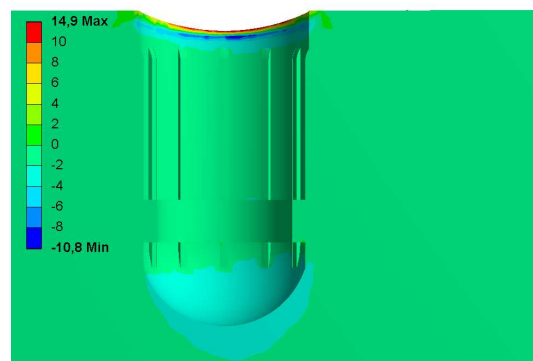
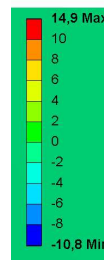
Obr. 10.15 Hlavní napětí σ_3 ve spongióze
– detail

Figure
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
2.5.2008 18:05



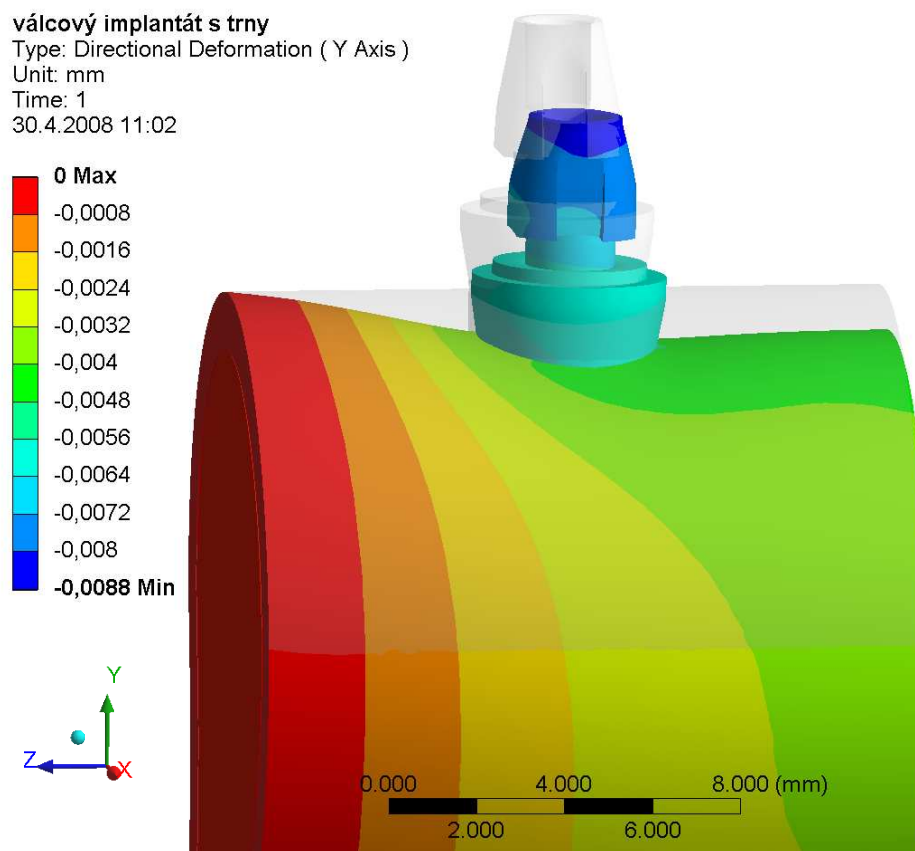
Obr. 10.13 Hlavní napětí σ_1 ve spongióze
– řez

Figure
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
2.5.2008 18:05

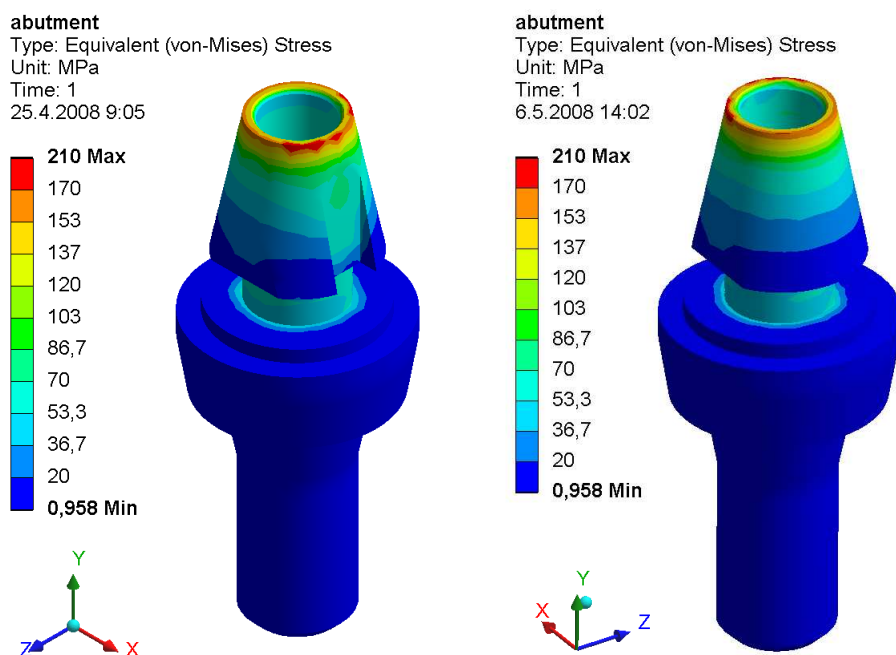


Obr. 10.16 Hlavní napětí σ_3 ve spongióze
– řez

10.1.2. Válcový zubní implantát s trny



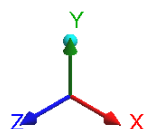
Obr. 10.17 Deformace spodní čelisti s válcovým zubním implantátem zakončeným dvěma trny



Obr. 10.18 Redukované napětí HMM v abutmentu – pohled 1 a 2

fixtura
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:03

56 Max
30
27
24
22
19
16
13
11
7,8
5
1,6 Min



Obr. 10.19 Redukované napětí HMH
ve válcové fixtuře zakončené dvěma trny
– pohled 1

fixtura
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:04

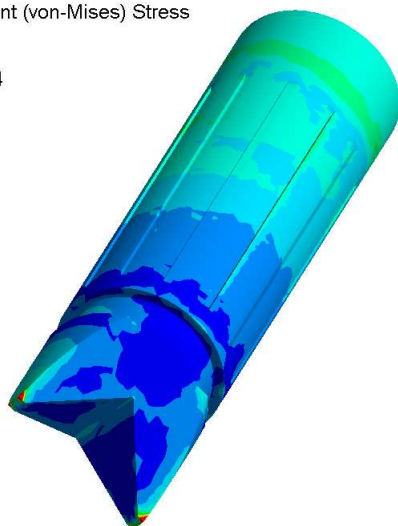
56 Max
30
27
24
22
19
16
13
11
7,8
5
1,6 Min



Obr. 10.20 Redukované napětí HMH
ve válcové fixtuře zakončené dvěma trny
– pohled 2

fixtura
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:04

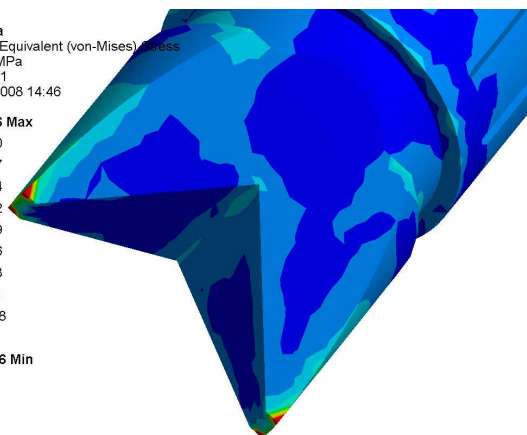
56 Max
30
27
24
22
19
16
13
11
7,8
5
1,6 Min



Obr. 10.21 Redukované napětí HMH
ve válcové fixtuře zakončené dvěma trny
– pohled 3

fixtura
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
26.4.2008 14:46

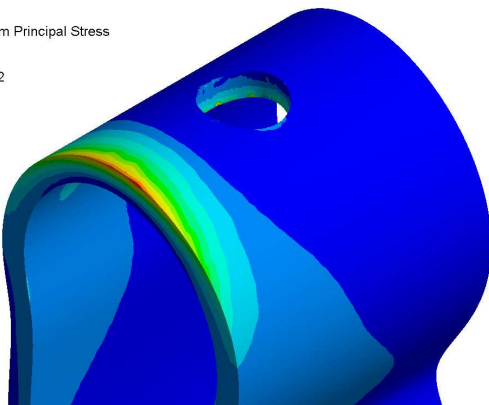
56 Max
30
27
24
22
19
16
13
11
7,8
5
1,6 Min



Obr. 10.22 Redukované napětí HMH
ve válcové fixtuře zakončené dvěma trny
– detail

kompakta
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:22

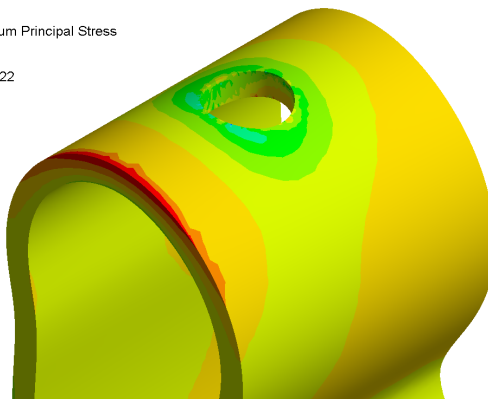
16 Max
12
11
9,6
8,3
7,1
5,9
4,7
3,4
2,2
1
-1,9 Min



Obr. 10.23 Hlavní napětí σ_1 v kompaktě
– pohled shora

kompakta
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:22

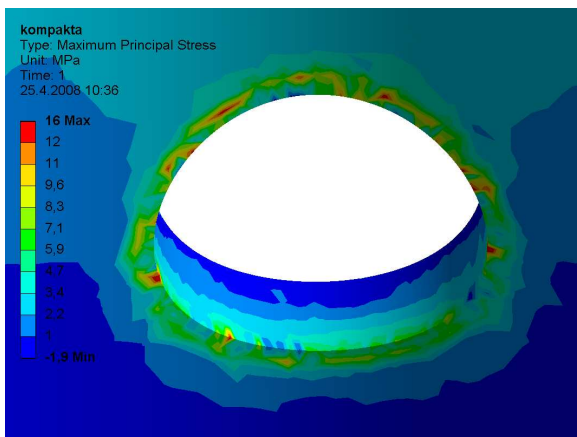
3,7 Max
2
0,44
-1,1
-2,7
-4,2
-5,8
-7,3
-8,9
-10
-12
-14 Min



Obr. 10.26 Hlavní napětí σ_3 v kompaktě
– pohled shora

kompakta
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 10:36

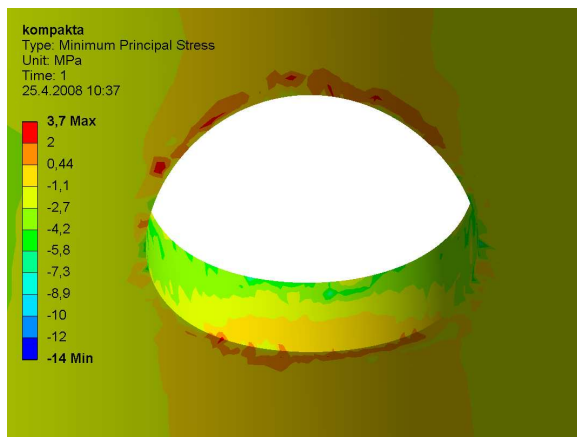
16 Max
12
11
9,6
8,3
7,1
5,9
4,7
3,4
2,2
1
-1,9 Min



Obr. 10.24 Hlavní napětí σ_1 v kompaktě
– pohled zespoda

kompakta
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 10:37

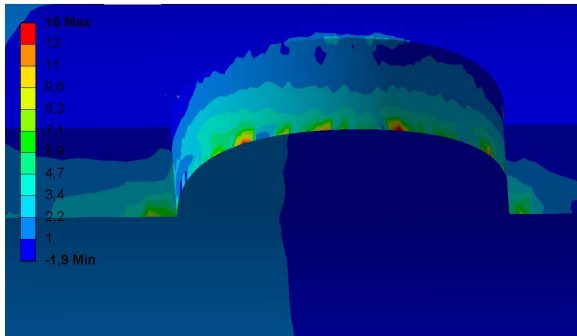
3,7 Max
2
0,44
-1,1
-2,7
-4,2
-5,8
-7,3
-8,9
-10
-12
-14 Min



Obr. 10.27 Hlavní napětí σ_3 v kompaktě
– pohled zespoda

kompakta
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:22

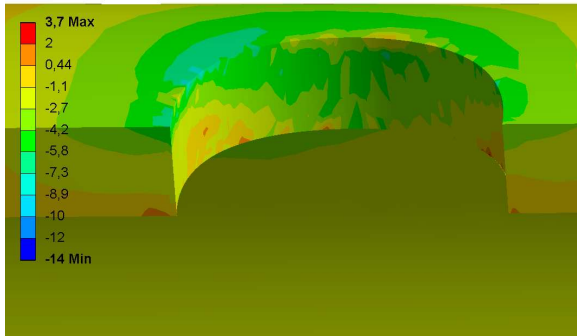
16 Max
12
11
9,6
8,3
7,1
5,9
4,7
3,4
2,2
1
-1,9 Min



Obr. 10.25 Hlavní napětí σ_1 v kompaktě
– detail

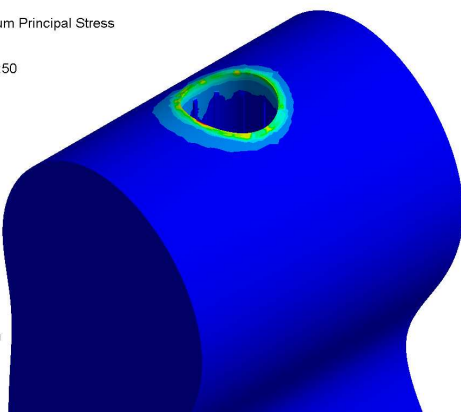
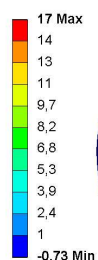
kompakta
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 9:22

3,7 Max
2
0,44
-1,1
-2,7
-4,2
-5,8
-7,3
-8,9
-10
-12
-14 Min



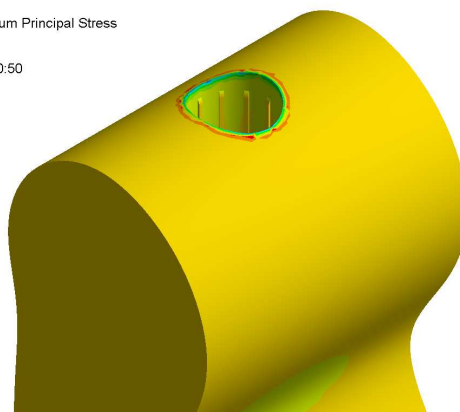
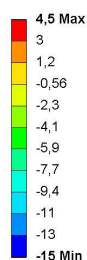
Obr. 10.28 Hlavní napětí σ_3 v kompaktě
– detail

spongióza
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 10:50



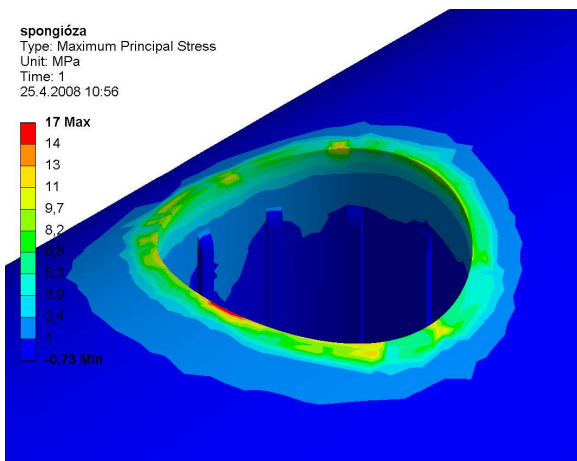
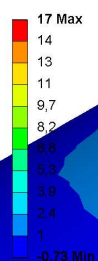
Obr. 10.29 Hlavní napětí σ_1 ve spongióze
– pohled shora

spongióza
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 10:50



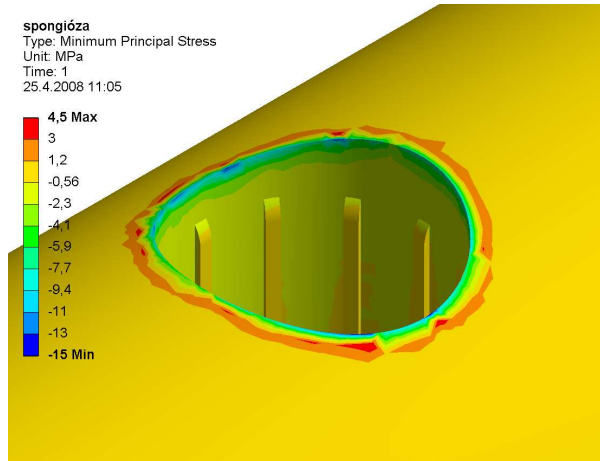
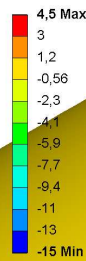
Obr. 10.32 Hlavní napětí σ_3 ve spongióze
– pohled shora

spongióza
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 10:56



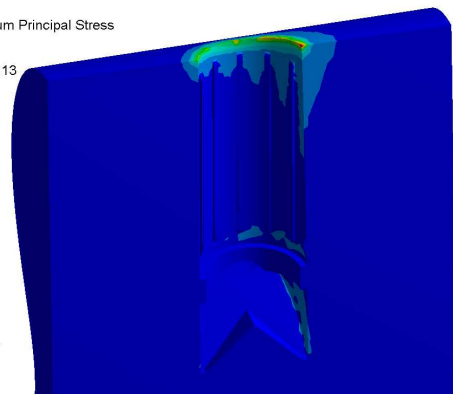
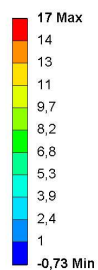
Obr. 10.30 Hlavní napětí σ_1 ve spongióze
– detail

spongióza
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
25.4.2008 11:05



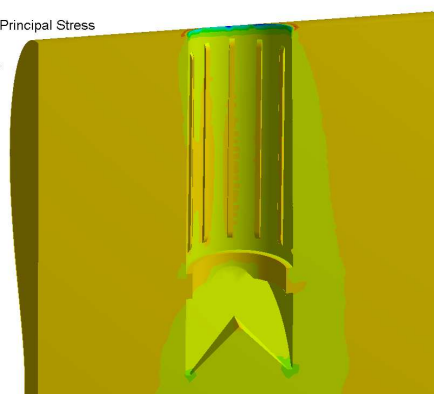
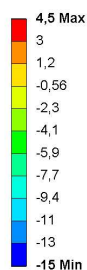
Obr. 10.33 Hlavní napětí σ_3 ve spongióze
– detail

spongióza
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
30.4.2008 11:13



Obr. 10.31 Hlavní napětí σ_1 ve spongióze
– řez

spongióza
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
30.4.2008 11:17



Obr. 10.34 Hlavní napětí σ_3 ve spongióze
– řez

Z deformačně napět'ové analýzy všech řešených případů vyplynulo, že maximální hodnota napětí vzniká v oblasti spodní části fixtury. Nebezpečné napětí u válcového implantátu s půlkulovým zakončením vznikala na hranách v podélných drážkách v blízkosti zahloubení (Obr. 10.4) a dosahovalo hodnot 56 MPa. Ke stejným výsledkům (56 MPa) jsme dospěli i u implantátu zakončeného dvěma trny, kde nebezpečné napětí vznikalo právě v oblasti trnů (Obr. 10.22). Vznik nebezpečných míst je způsoben ostrými přechody mezi fixturou a kostní tkání.

Na obrázcích 10.1 a 10.17 je znázorněn deformovaný tvar čelisti a zubního implantátu po zatížení silou 165N (viz. kap. 8.5.1.). Na obrázcích 10.2 až 10.4 jsou vykresleny průběhy redukovaného napětí pro abutment a válcovou fixturu s půlkulovým zakončením a na detailu zaoblené špičky fixtury jsou patrná nebezpečná místa. Totéž můžeme vidět na obrázcích 10.18 až 10.22 – ty jsou pro abutment a válcovou fixturu zakončenou dvěma trny. Nebezpečná místa jsou patrná v oblasti trnů.

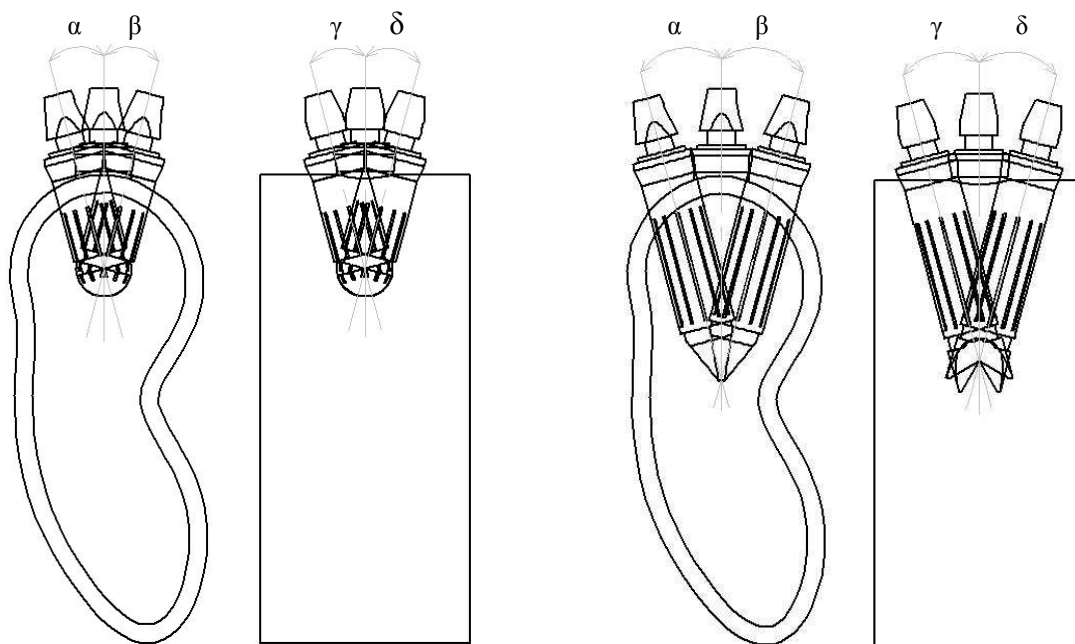
Pro kostní tkáň zatíženou válcovým zubním implantátem byla vykreslena hlavní napětí σ_1 a σ_3 . Jelikož se kostní tkáň skládá ze dvou rozdílných tkání (kompakty a spongiózy), budeme hlavní napětí vykreslovat na každé zvlášť. Pro kompakty byla vykreslena napětí σ_1 na obrázcích 10.5, 10.6, 10.7, 10.23, 10.24 a 10.25. Na obrázcích 10.8, 10.9, 10.10, 10.26, 10.27 a 10.28 byla vykreslena napětí σ_3 . Pro spongiózu byla vykreslena napětí σ_1 na obrázcích 10.11, 10.12, 10.13, 10.29, 10.30 a 10.31, napětí σ_3 na obrázcích 10.14, 10.15, 10.16, 10.32, 10.33 a 10.34. Z výsledků je patrné, že větší hodnoty napětí vznikají v oblasti kompakty i spongiózy ve směru náklonu. Z důvodu velkých rozdílů modulů pružnosti u obou živých tkání má přechod mezi kompaktní a spongiózní skokový charakter. Na obrázcích 10.7, 10.10, 10.25 a 10.28 je patrná oblast kompakty s vyšším napětím a na obrázcích 10.13, 10.16, 10.31 a 10.34 oblast spongiózy. Místa s tlakovým namáháním v kostní tkáni jsou patrná na obrázcích 10.16 pro fixturu s půlkulovým zakončením a 10.35 pro fixturu zakončenou dvěma trny. Při porovnání obou typů implantátů je zřejmé, že rozsah namáhané oblasti kostní tkáně je u fixtury s půlkulovým zakončením větší, ale s menší intenzitou tlakového namáhání, zatímco u fixtury zakončenou dvěma trny je namáhaná oblast menšího rozsahu, ale o vyšší intenzitě tlakového namáhání. Pokud je toto namáhání příliš vysoké, v postižené oblasti začne docházet k postupné resorpci kostní tkáně.

10.2. Analýza napjatosti kostní tkáně a implantátů aplikovaných pod jinými úhly

Aplikace zubních implantátů v místě předních zubů je relativně bez problémů. U zadních zubů je přístupnost poněkud horší. Implantát může být do kostní tkáně aplikován pod požadovaným úhlem v případě, že má implantolog do pacientových úst dobrý přístup. Důležitou roli tu hraje také tvar čelisti a zkušenost implantologa. Celou situaci může komplikovat i nedostatek kostní tkáně v čelisti (např. u progredující resorpce). Vzhledem k optimálnímu umístění je válcový zubní implantát možné aplikovat do kostní tkáně pod jiným úhlem (Obr. 10.35).

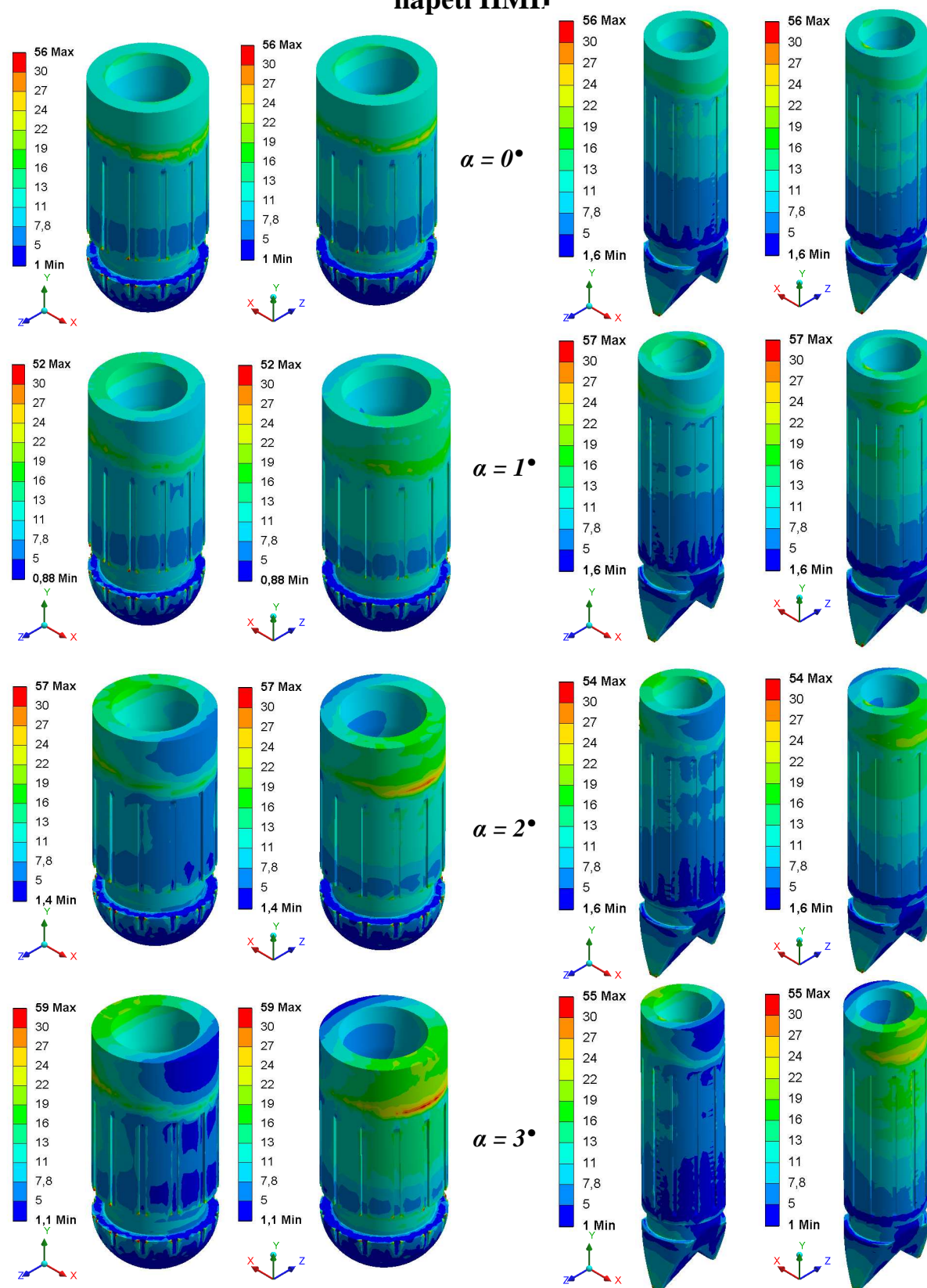
Při zatěžování zubního implantátu aplikovaného do kostní tkáně pod jinými úhly se mění velikost zatížené oblasti kostní tkáně a velikost redukovaného napětí ve fixtuře na rozhraní kompakty a spongiózy. Abychom zjistili, k jak velkým změnám dochází, provedli jsme deformačně napěťovou analýzu a porovnali jsme jednotlivé varianty aplikace zubního implantátu.

Pro názornost jsme upravili stupnici škály barev tak, aby měly všechny výsledky stejné rozmezí hodnot. Díky tomu jsou lépe patrné oblasti se stoupající hodnotou napětí.

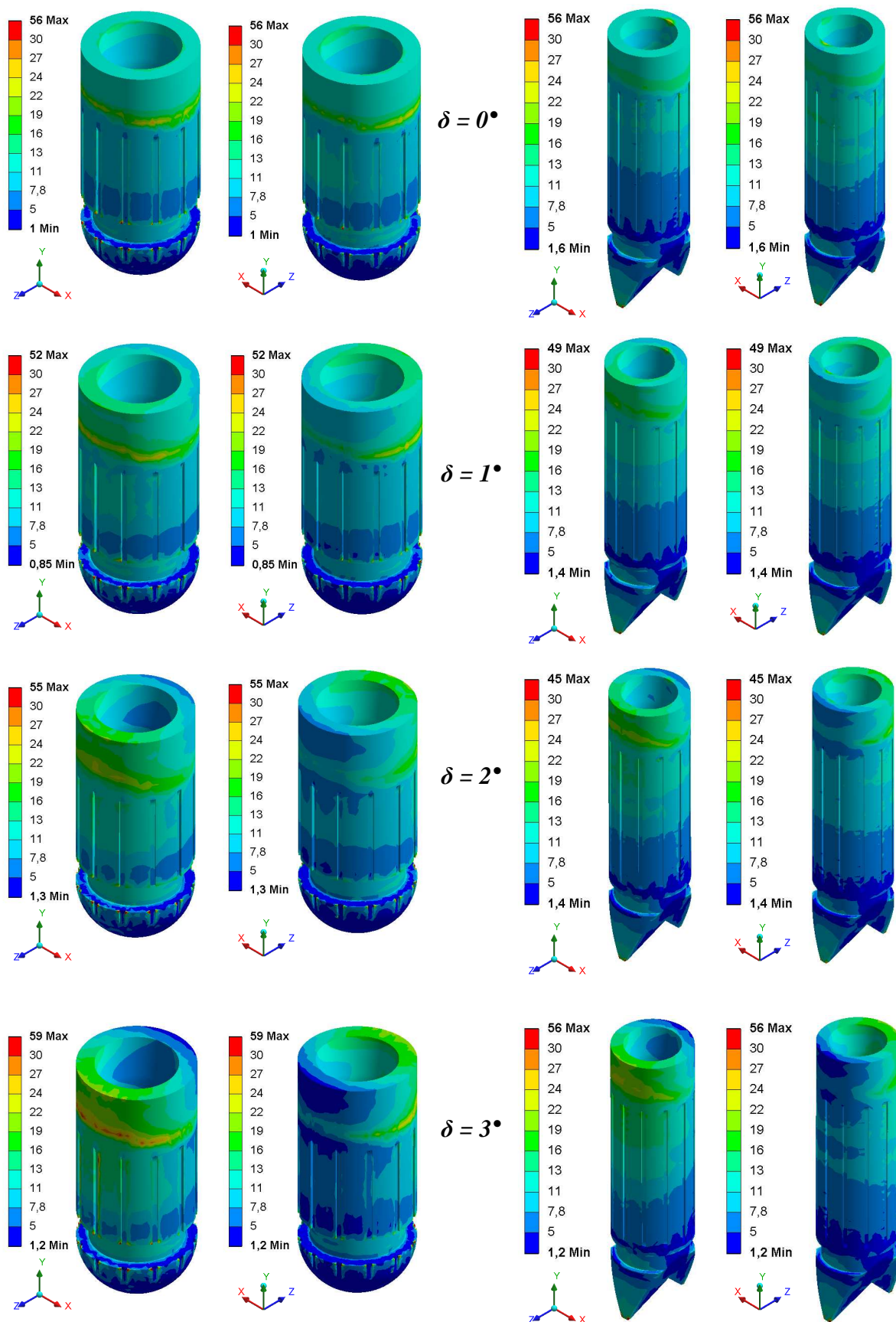


Obr. 10.35 Znázornění různých úhlů zavedení válcového implantátu do čelisti

10.2.1. Vliv naklonění implantátu na rozložení a velikost redukovaného napětí HMM



Obr. 10.36 Fixtury aplikované do kostní tkáně pod jinými velikostmi úhlu α



Obr. 10.37 Fixtury aplikované do kostní tkáně pod jinými velikostmi úhlu δ

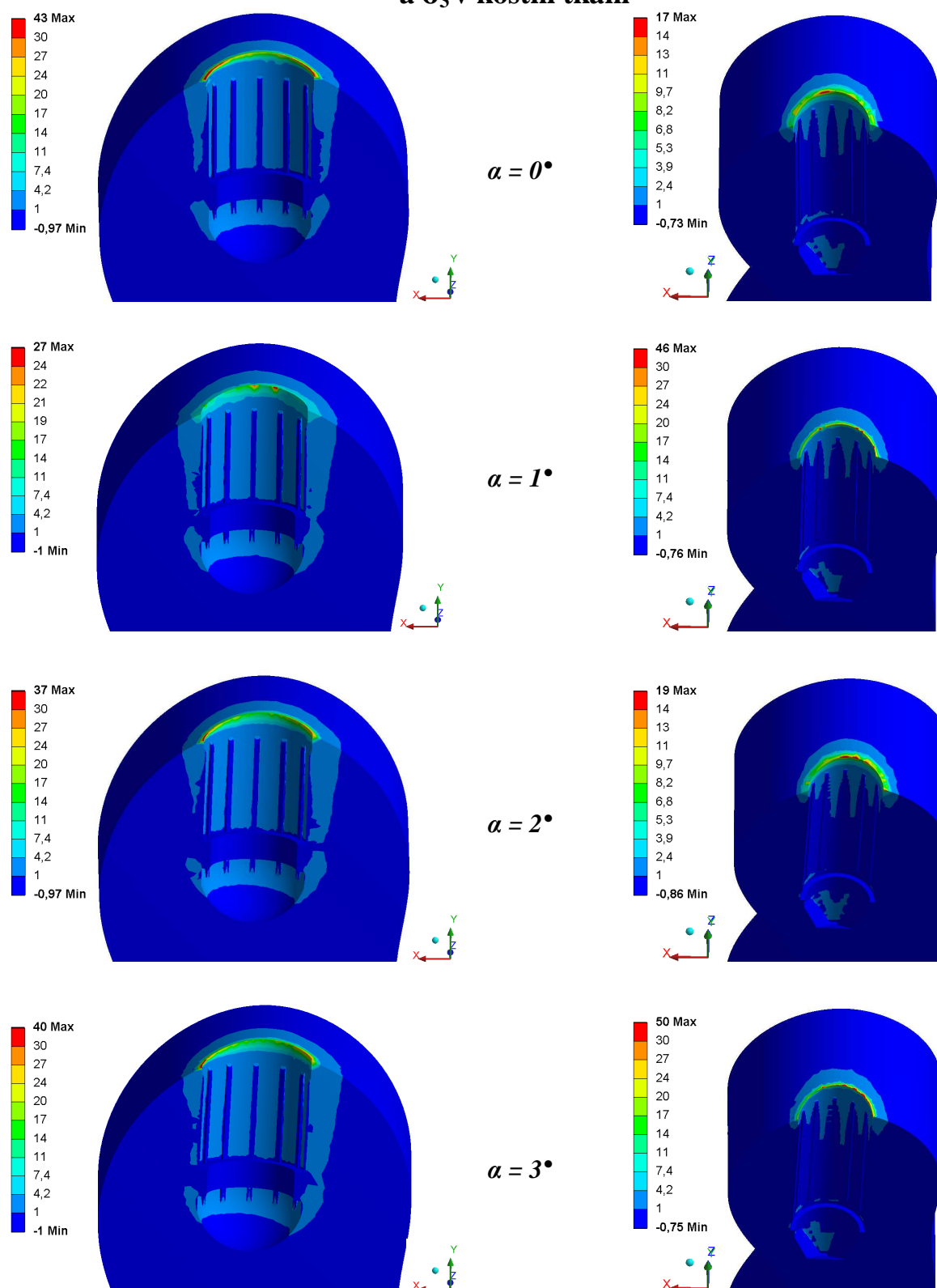
Na obrázcích 10.36 a 10.37 jsou vykresleny průběhy redukovaného napětí při různých variantách aplikace implantátu do kostní tkáně. Hodnoty maximálního redukovaného napětí jsou v rozmezí 47 – 59 MPa a liší se v závislosti na změně úhlu. Protože však nejsou tyto hodnoty středem našeho zájmu, zaměříme se nyní na velikost redukovaného napětí ve fixtuře na rozhraní kompakty a spongiózy.

Z výsledků je patrné, že změna úhlu vsazení implantátu do kostní tkáně má výrazný vliv na velikost a rozložení redukovaného napětí ve fixtuře. Při vsazení implantátu ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) je ovlivněná oblast rovnoměrně rozložena po obvodu fixtury. Při naklonění implantátu dochází k nárůstu redukovaného napětí ve fixtuře na rozhraní kompakty - spongióza ve směru náklonu a na opačné straně fixtury dochází k jeho odlehčení. V těchto místech může kost začít nekrotizovat, až resorbovat. Na tomto rozhraní vzniká oblast s velkými hodnotami redukovaného napětí o hodnotách v rozmezí 30 – 56 MPa. Tyto hodnoty jsou závislé na typu implantátu a na změně úhlu jeho vsazení. Lze objektivně říci, že při vsazení zubního implantátu ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) je ovlivněná oblast fixtury a hodnota redukovaného napětí mnohem menší než při aplikaci implantátu pod větším úhlem (1° , 2° a 3°). Z toho vyplývá, že aplikace implantátu ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) je z funkčního hlediska výhodnější.

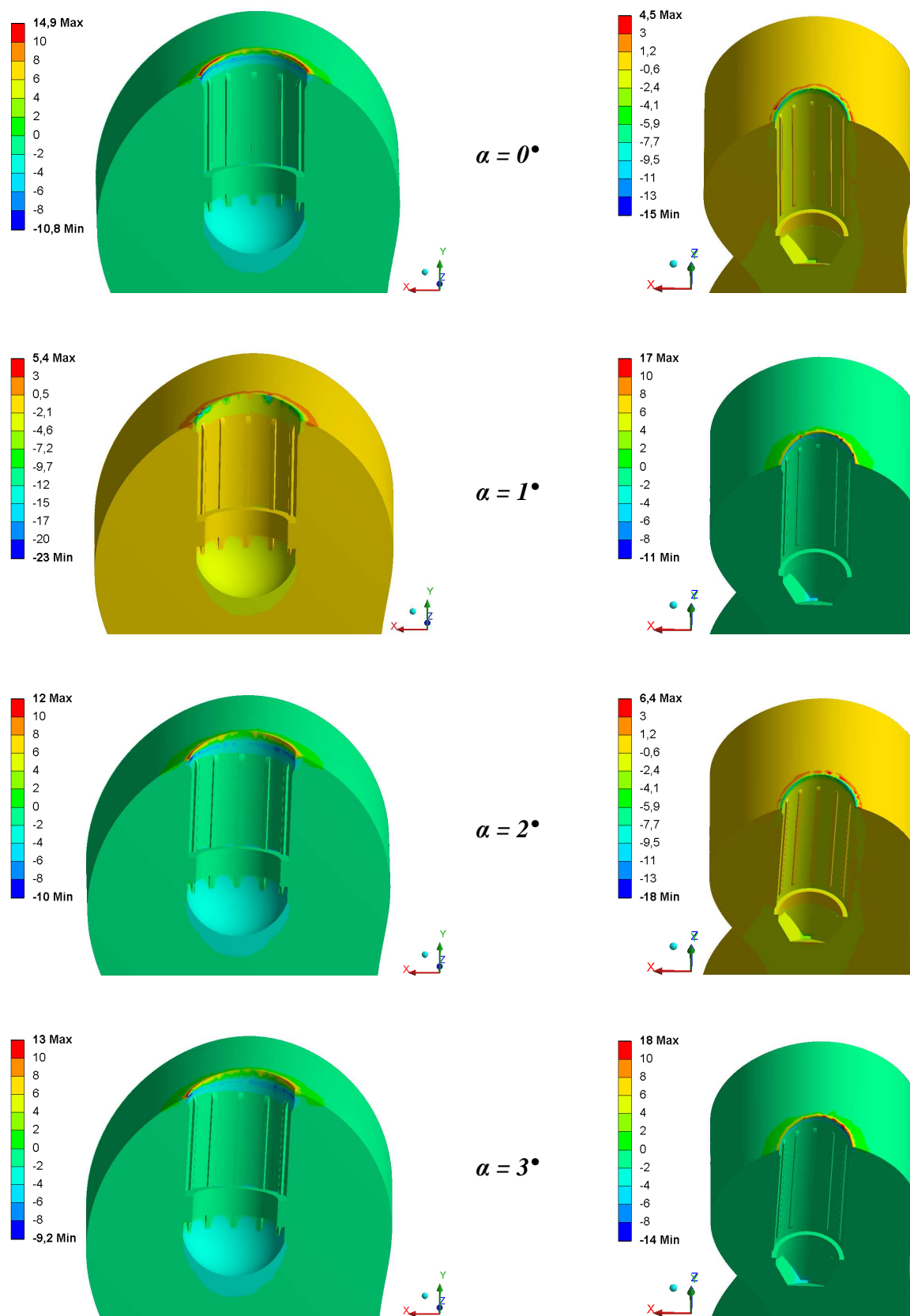
Z důvodů velkého množství výsledků byly v prezentaci uvedeny pouze fixtury ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) a natočené ve směru α a δ o 1° , 2° a 3° . Tyto výsledky byly dostačující k vyřešení daného problému a k dosažení našeho cíle. Pro přehledné zhodnocení rozdílů mezi průběhy redukovaného napětí u jiných variant natočení implantátu jsou všechny výsledky vykresleny v příloze na konci diplomové práce (viz. kap. 13).

10.2.2. Vliv naklonění implantátu na rozložení a velikost hlavních napětí σ_1

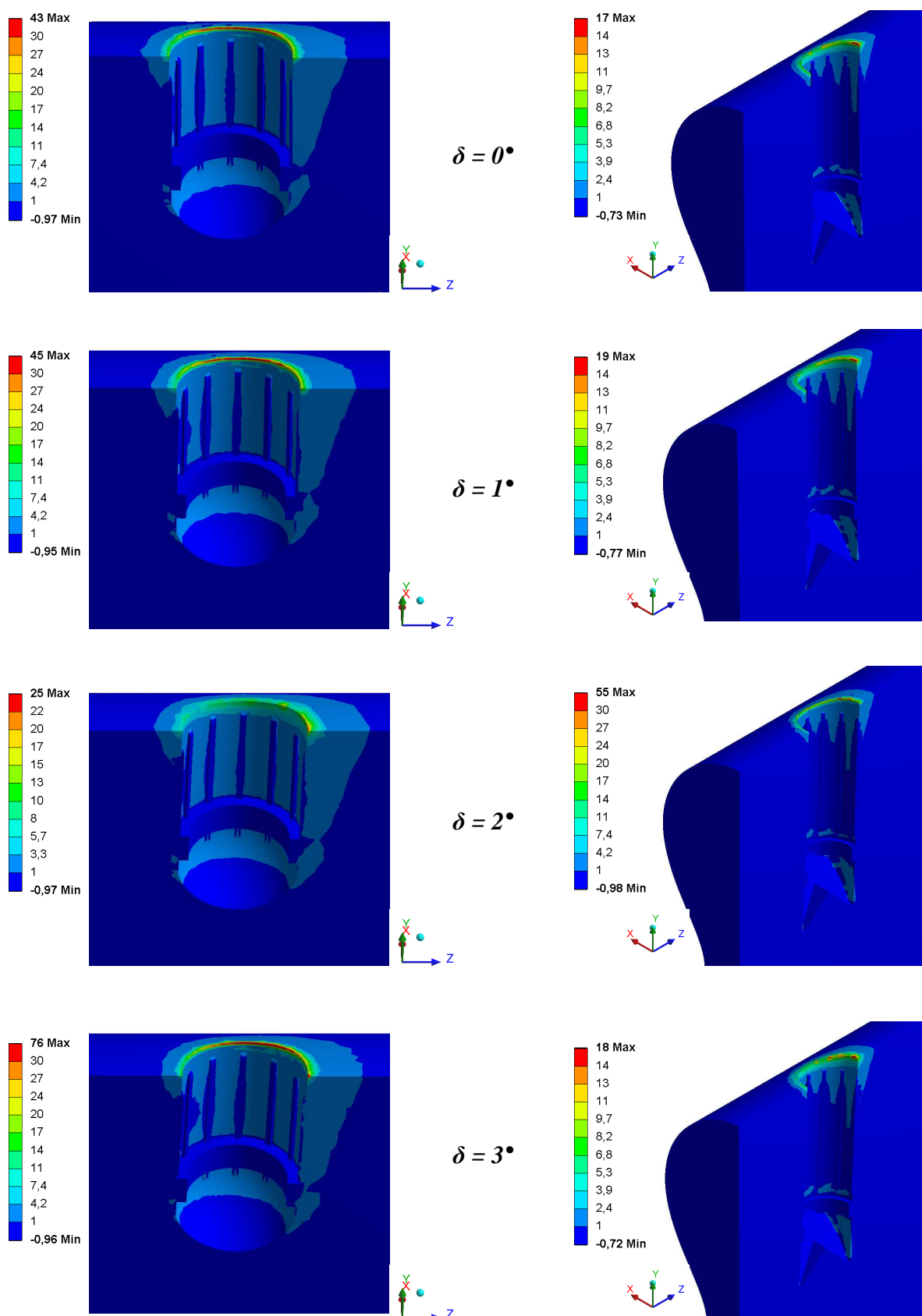
a σ_3 v kostní tkáni



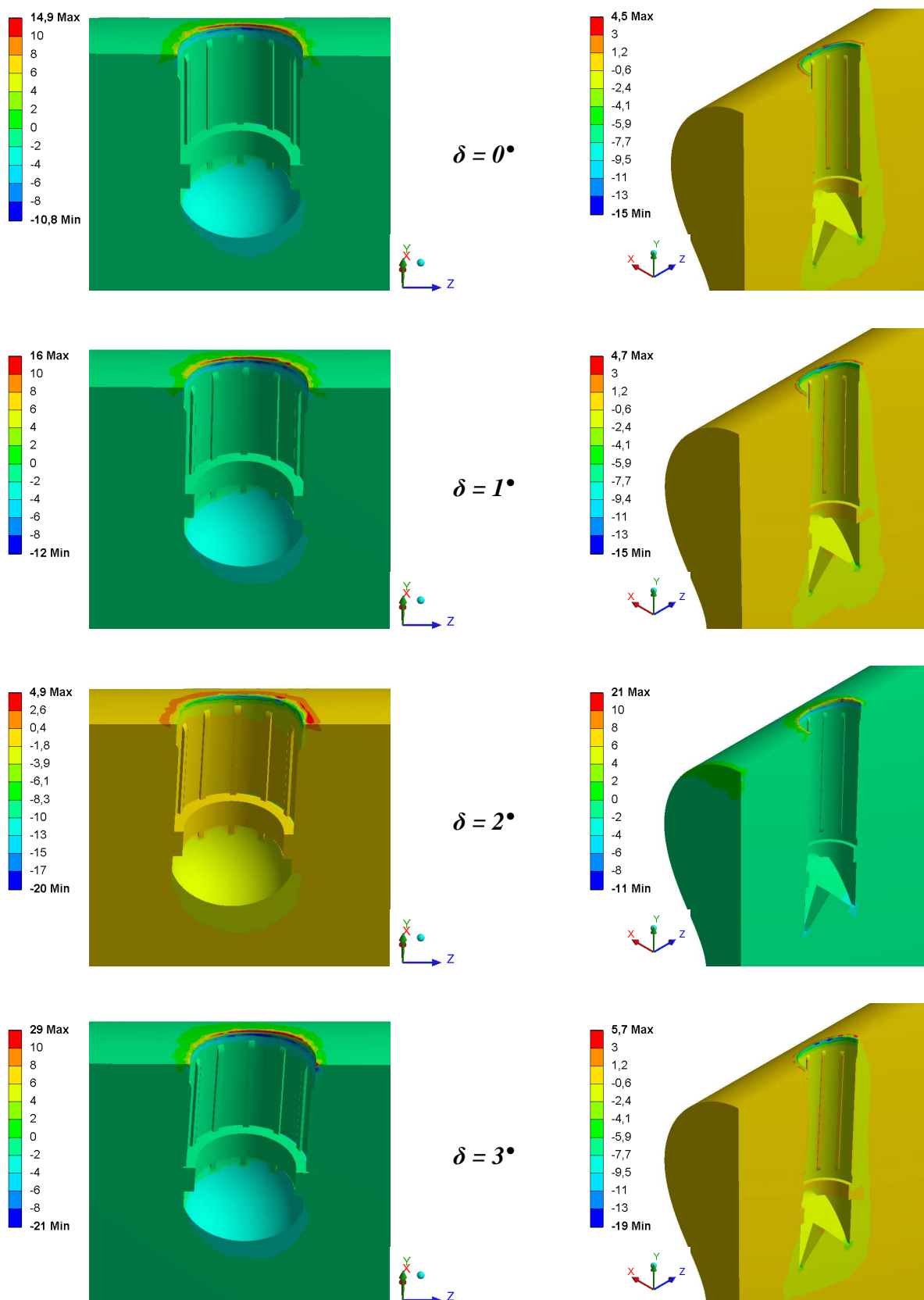
Obr. 10.38 Hlavní napětí σ_1 ve spongióze při naklonění implantátu ve směru α



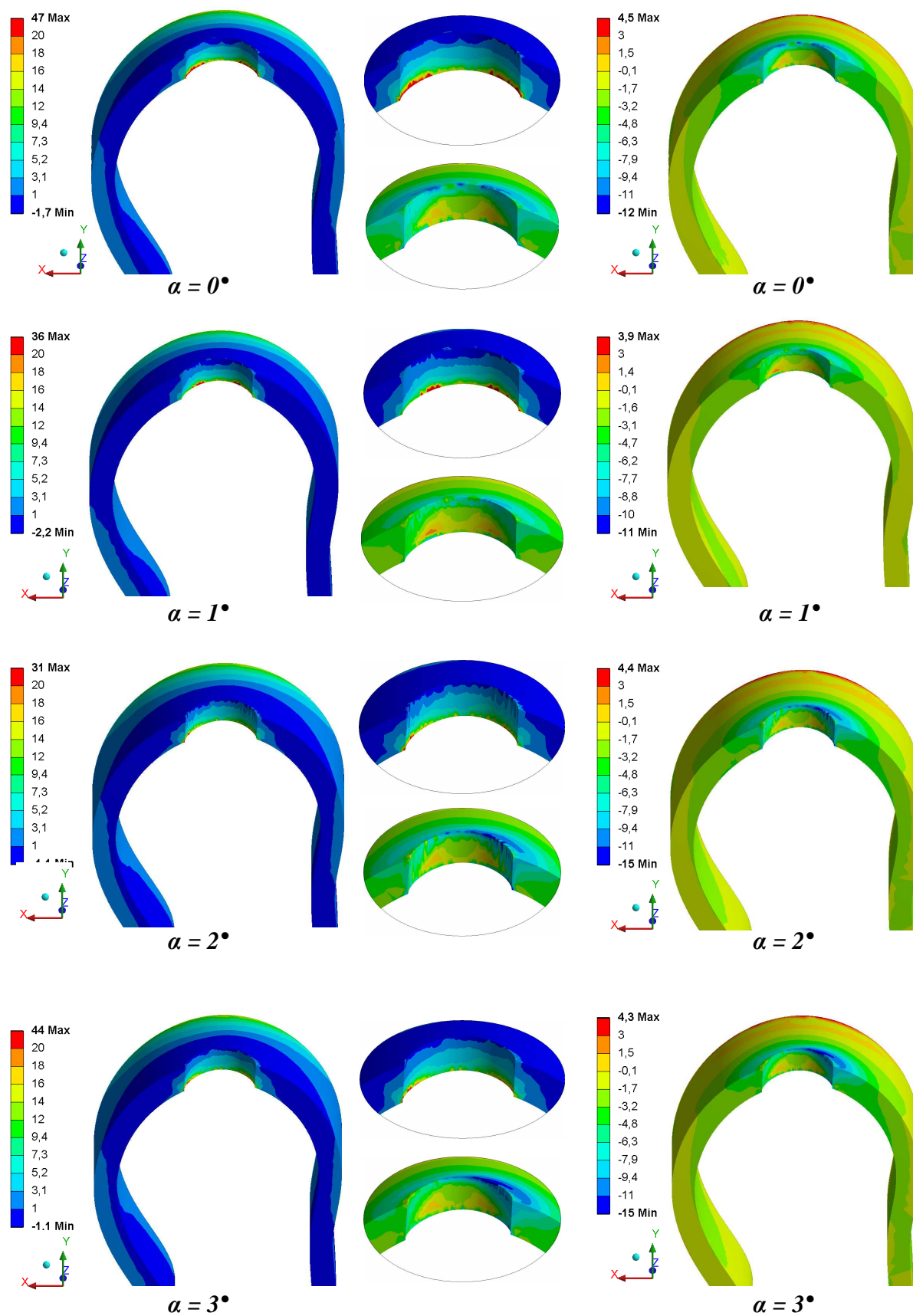
Obr. 10.39 Hlavní napětí σ_3 ve spongióze při naklonění implantátu ve směru α



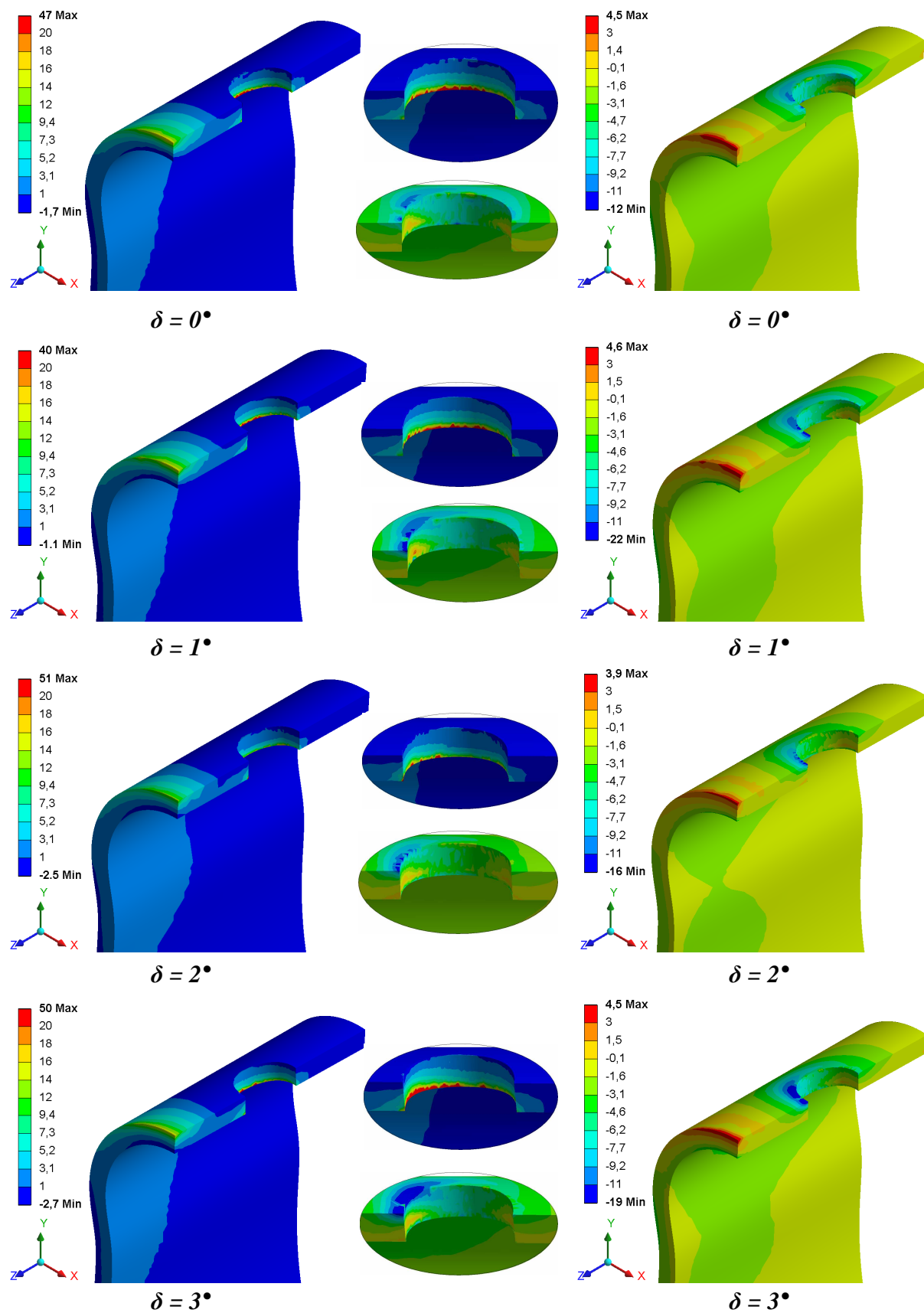
Obr. 10.40 Hlavní napětí σ_1 ve spongióze při naklonění implantátu ve směru δ



Obr. 10.41 Hlavní napětí σ_3 ve spongióze při naklonění implantátu ve směru δ



Obr. 10.42 Hlavní napětí σ_1 a σ_3 v kompaktě při naklonění implantátu ve směru α



Obr. 10.43 Hlavní napětí σ_1 a σ_3 v kompaktě při naklonění implantátu ve směru δ

Na obrázcích 10.38 až 10.41 jsou vykresleny průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve spongióze při změně úhlu aplikace implantátu do kostní tkáně. Z deformačně napěťové analýzy vyplynulo, že změna úhlu vsazení implantátu má vliv na změnu velikostí hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve spongióze. Velikost ovlivněné oblasti kostní tkáně se při zatížení zvyšuje ve směru náklonu implantátu. Je to zapříčiněno větším tlakem na kostní tkáň.

Na obrázcích 10.42 a 10.43 jsou vykresleny průběhy hlavní napětí σ_1 a σ_3 v kompaktě při změně úhlu aplikace implantátu do kostní tkáně. Na vykreslených detailech jsou patrná tlakově namáhaná místa. Při vsazení implantátu ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) je tlakové namáhání v kostní tkáni rovnoměrně rozložené po obvodu stykových ploch. Při implantátu vsazeném pod jiným úhlem (1° , 2° a 3°) se tlakové namáhání v kostní tkáni postupně zvětšuje ve směru náklonu implantátu. Z deformačně napěťové analýzy vyplynulo, že změna úhlu vsazení implantátu má vliv na zvýšení napětí a na zvětšení postižené oblasti v kostní tkáni. Z výsledků je dále patrné, že hodnota maximálního napětí v kompaktě vzniká na rozhraní ploch kompakta – spongióza ve směru náklonu implantátu a dosahuje hodnot v rozmezí 40 – 51 MPa. Tyto hodnoty jsou závislé na typu implantátu a na změně úhlu jeho vsazení.

Z důvodů velkého množství výsledků jsou v prezentaci uvedeny jen ty obrázky, které byly z hlediska řešeného problému podstatné. Vykreslení a srovnání jednotlivých variant aplikace implantátu do kostní tkáně pod jiným úhlem by zabralo velké množství obrázků, které by pro nás neměly praktický význam. Proto jsme vykreslili hlavní napětí σ_1 a σ_3 v kostní tkáni jen pro implantát aplikovaný ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) a natočený ve směru α a δ o 1° , 2° a 3° . Tyto výsledky byly dostačující k vyřešení daného problému a k dosažení našeho cíle.

11. ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo provedení deformačně napět'ové analýzy čelisti se zubním implantátem. Prvním krokem bylo vyhledání a zpracování dostupné rešeršní studie týkající se řešeného problému. Tím jsme zjistili, že se touto problematikou v dřívější době již někteří specialisté zabývali, ovšem s jinými typy implantátů. Dále jsme zjistili, že dentální implantologie je stále se rozvíjejícím oborem s perspektivní budoucností. Při dalším kroku jsme se seznámili se základní anatomií související s touto problematikou.

K vyřešení daného problému byla vytvořena řada dílčích modelů. Modely geometrie byly vytvořeny v programu SolidWorks. Jednalo se o modely dolní čelisti (spongiózu a kompaktu) a dvou válcových zubních implantátů typu VNI. Výpočtový model byl vytvořen v programu ANSYS Workbench, verze 11.0, ve kterém byly následně realizovány výpočty. Výpočtový model byl řešen pro dva typy válcových zubních implantátů vsazených do kostní tkáně ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) a následně pro jiné varianty úhlů (1° , 2° a 3°). Při výpočtu byla uvažována úplná osteointegrace implantátu se spongiózou. S kompaktní k úplné osteointegraci nedošlo.

Z deformačně napět'ové analýzy všech řešených případů vyplynulo, že maximální hodnota napětí vzniká v oblasti spodní části fixtury. Nebezpečné napětí u válcového implantátu s pŕlkulovým zakončením vznikalo na hranách v podélných drážkách v blízkosti zahlobeniny a dosahovalo hodnot 56 MPa. Ke stejným výsledkům (56 MPa) jsme dospěli i u implantátu zakončeného dvěma trny, kde nebezpečné napětí vznikalo právě v oblasti trnů. Hodnoty napětí byly zjištěny při statickém výpočtu se zatížením o hodnotě 165 N (viz. kap. 8). V běžném životě však musíme uvažovat dynamické zatížení. Při náhlém skusu tvrdého sousta (např. kamínek v čocce) může hodnota napětí několikanásobně vzrůst a přiblížit se k mezi únavy. Proto se hodnota napětí vzhledem k námi vypočtené hodnotě může měnit.

Dále bylo zjištěno, že změna úhlu vsazení implantátu do kostní tkáně má veliký vliv na velikost a rozložení redukovaného napětí ve fixtuře. Při vsazení implantátu ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) je ovlivněná oblast rovnoměrně rozložena po obvodu fixtury. Při naklonění implantátu dochází k nárůstu redukovaného napětí ve fixtuře na rozhraní kompakta - spongióza ve směru náklonu implantátu a na opačné straně fixtury dochází k jeho odlehčení. V těchto místech může kost začít nekrotizovat, až resorbovat. Na tomto rozhraní vzniká oblast s velkými hodnotami redukovaného napětí o hodnotách v rozmezí 30 – 56 MPa. Tyto hodnoty

jsou závislé na typu implantátu a na změně úhlu jeho vsazení. Lze objektivně říci, že při vsazení zubního implantátu ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) je ovlivněná oblast ve fixtuře a hodnota redukovaného napětí mnohem menší než při aplikaci implantátu pod větším úhlem (1° , 2° a 3°).

Z výsledků hlavních napětí σ_1 a σ_3 je patrné, že nejvíce namáhané místo v kostní tkáni je na rozhraní materiálů ve směru náklonu. Při porovnání obou typů implantátů jsme zjistili, že rozsah namáhané oblasti ve spongioze je u fixtury s půlkulovým zakončením větší, ale s menší intenzitou tlakového namáhání, zatímco u fixtury zakončené dvěma trny je namáhaná oblast menšího rozsahu, ale o vyšší intenzitě tlakového namáhání. Pokud je toto namáhání příliš vysoké, v postižené oblasti začne docházet k postupné resorpci kostní tkáně.

Při vsazení implantátu ve svislé ose mandibuly (pod úhlem 0°) je tlakové namáhání v kostní tkáni rovnoměrně rozložené po obvodu stykových ploch. Při implantátu vsazeném pod větším úhlem (1° , 2° a 3°) se tlakové namáhání v kostní tkáni postupně zvětšuje ve směru náklonu implantátu. Z deformačně napěťové analýzy vyplynulo, že změna úhlu vsazení implantátu má vliv na zvýšení napětí a na zvětšení postižené oblasti v kostní tkáni. Z výsledků je dále patrné, že hodnota maximálního napětí v kompaktě vzniká na rozhraní ploch kompakta – spongioza ve směru náklonu implantátu a dosahuje hodnot v rozmezí 40 – 51 MPa. Tyto hodnoty jsou závislé na typu implantátu a na změně úhlu jeho vsazení.

V případě zájmu o podrobnější studium obdobné tematiky lze na tuto diplomovou práci navázat např. těmito kroky:

- Provedení citlivostní analýzy materiálových charakteristik kostních tkání a porovnání získaných výsledků
- Provedení výpočtů v průběhu osteointegrace a porovnání změn oblastí a hodnot maximálních napětí při úplné či částečné osteointegraci
- Porovnání dosažených výsledků s jinými typy zubních implantátů a zhodnocení výhod a nevýhod jednotlivých typů
- Vytvoření modelu geometrie celé dolní čelisti a provedení deformačně napět'ové analýzy s uvažováním vlivu kloubů, svalů a dalších pomocných zařízení.
- Provedení jednotlivých výpočtů s uvažováním různých typů zatížení (jiná velikost zatěžující síly, vliv bočních sil, apod.)

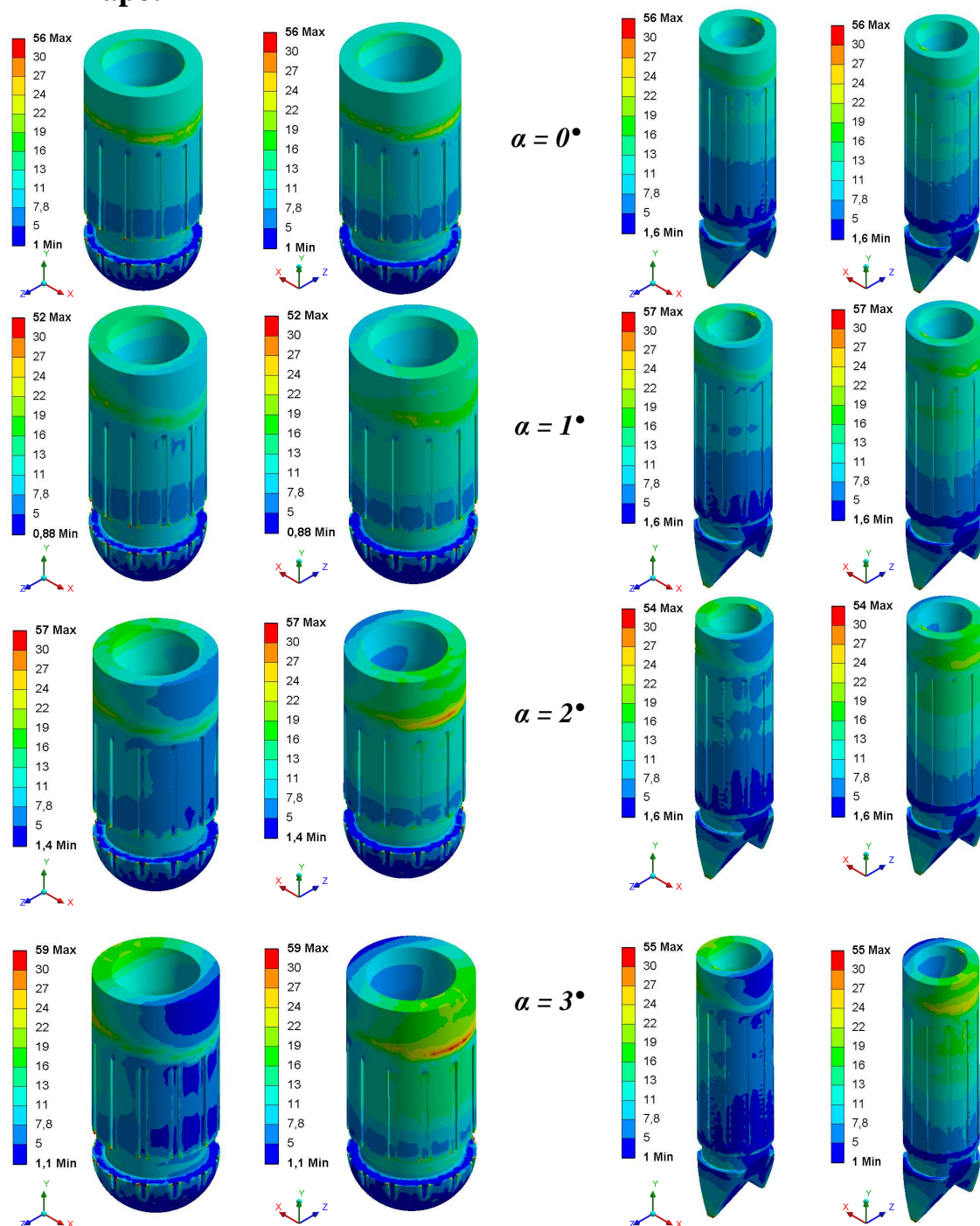
12. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] http://www.prof-dhom.de/scripts/get.aspx?media=/shop/home/ueberuns/ueberweiser/fachartikel/CIDRR_2006.pdf
- [2] http://www.eurjdent.com/images/vol_one_iss_two/67-71.pdf
- [3] *Petrtyl M., Máca I.,: Silové účinky mezi zuby při skusu, Sborník konference SKELTE 2000*
- [4] *Petrtyl M., Máca I.: Experimentální verifikace sil mezi zuby při kousání a žvýkání mužů, Tábor 2001*
- [5] <http://books.google.com/books?id=KsUzAAAAIAAJ&q=kompakta&dq=kompakta&hl=cs&pgis=1>
- [6] <http://www.blackwell-synergy.com/doi/full/10.1111/j.1600-0501.2004.01022.x>
- [7] *Radomír Čihák: Anatomie 1,2,3, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2003*
- [8] *Frank H. Netter: Anatomický atlas člověka, Avicenum, Praha, 2003*
- [9] *Antonín Šimůnek a kol.: Dentální implantologie, Nukleus HK, Hradec Králové, 2001*
- [10] *Janíček P.: Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky II. Díl, HLEDÁNÍ SOUVISLOSTÍ, CERM a VUTIVUM, 2008*
- [11] <http://www.medicodent.cz/index.php>

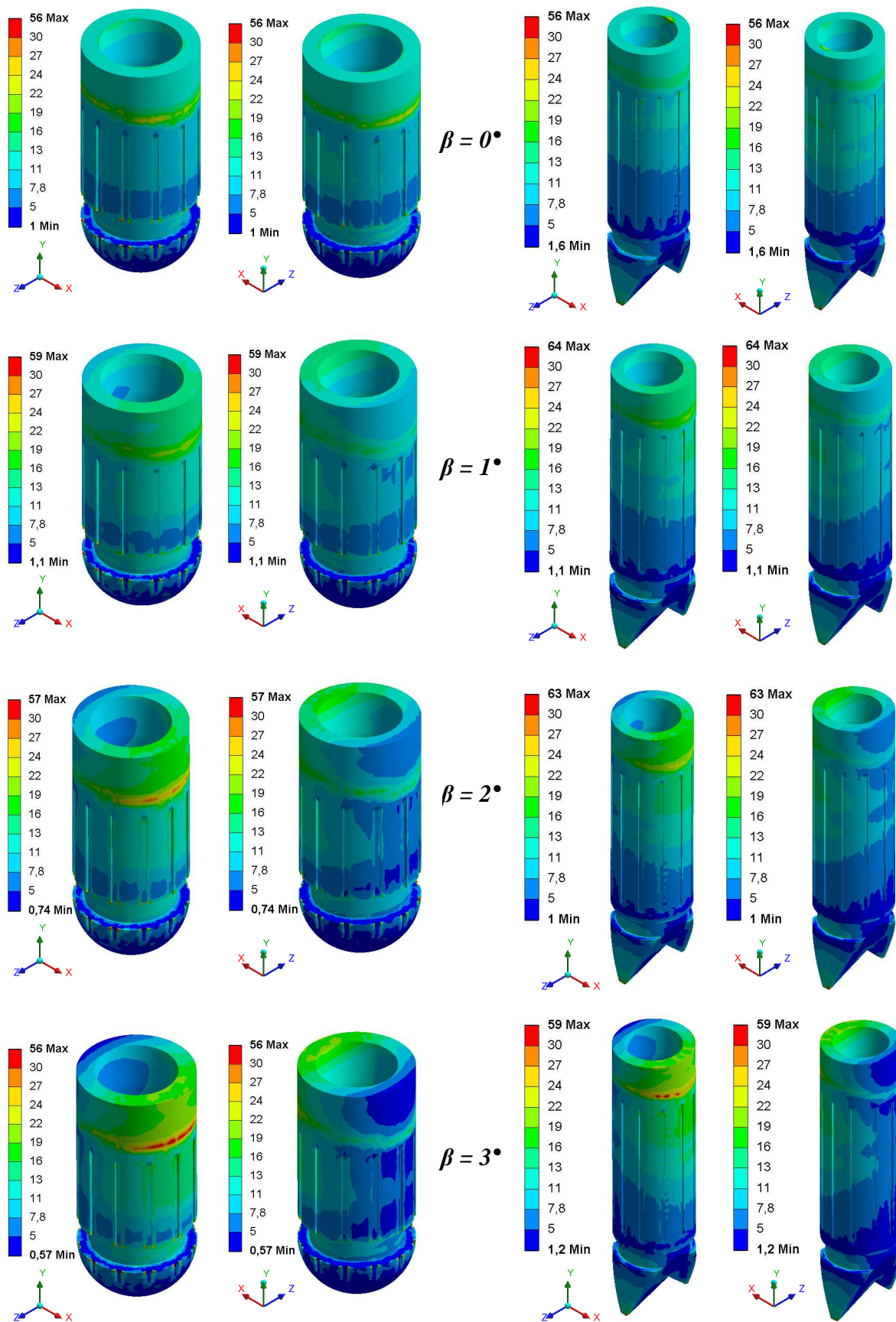
13. PŘÍLOHA K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Pro přehledné zhodnocení rozdílů mezi průběhy redukovaného napětí u jiných variant natočení implantátu jsou všechny výsledky vykresleny v příloze

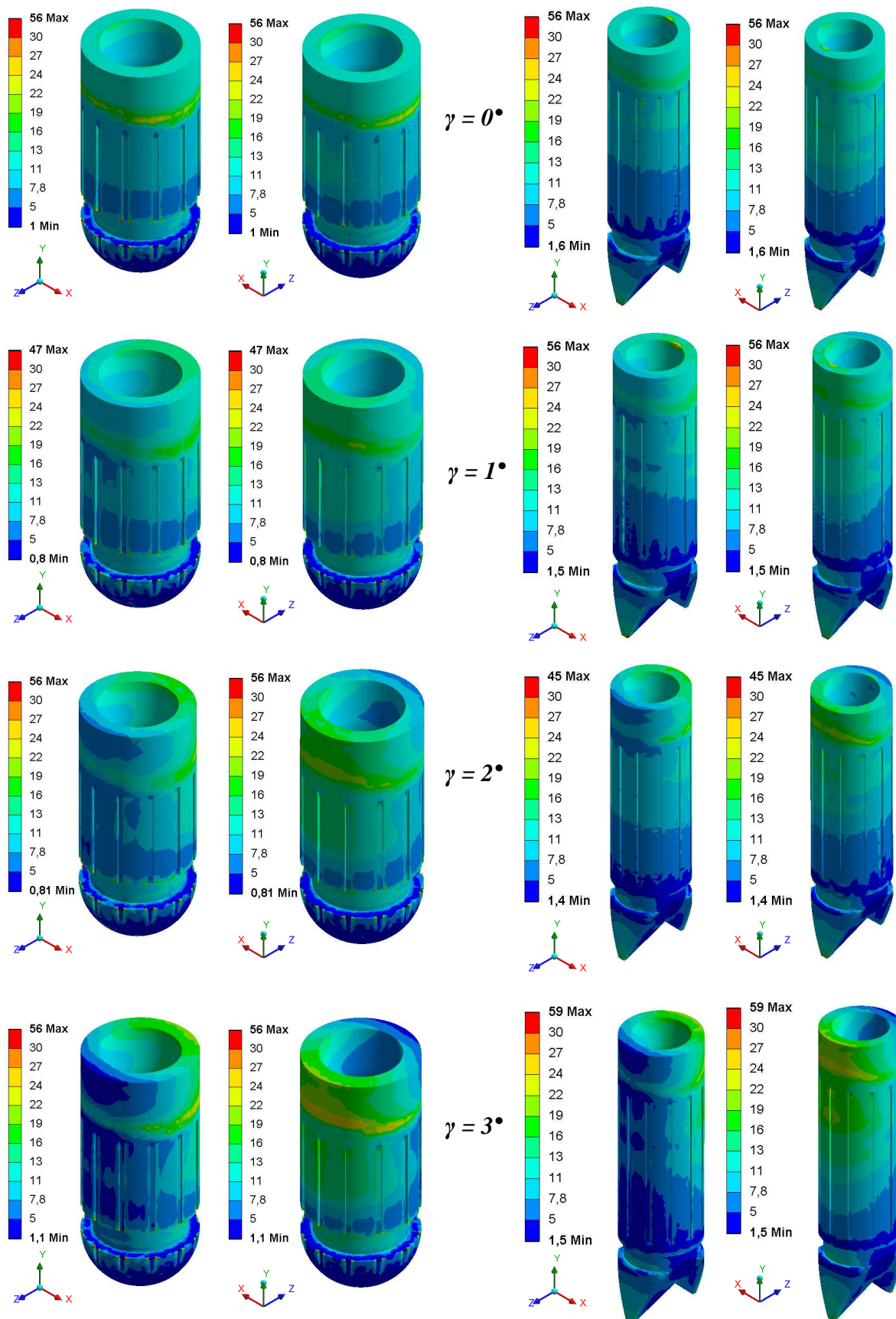
13.1. Vliv naklonění implantátu na rozložení a velikost redukovaného napětí HMH



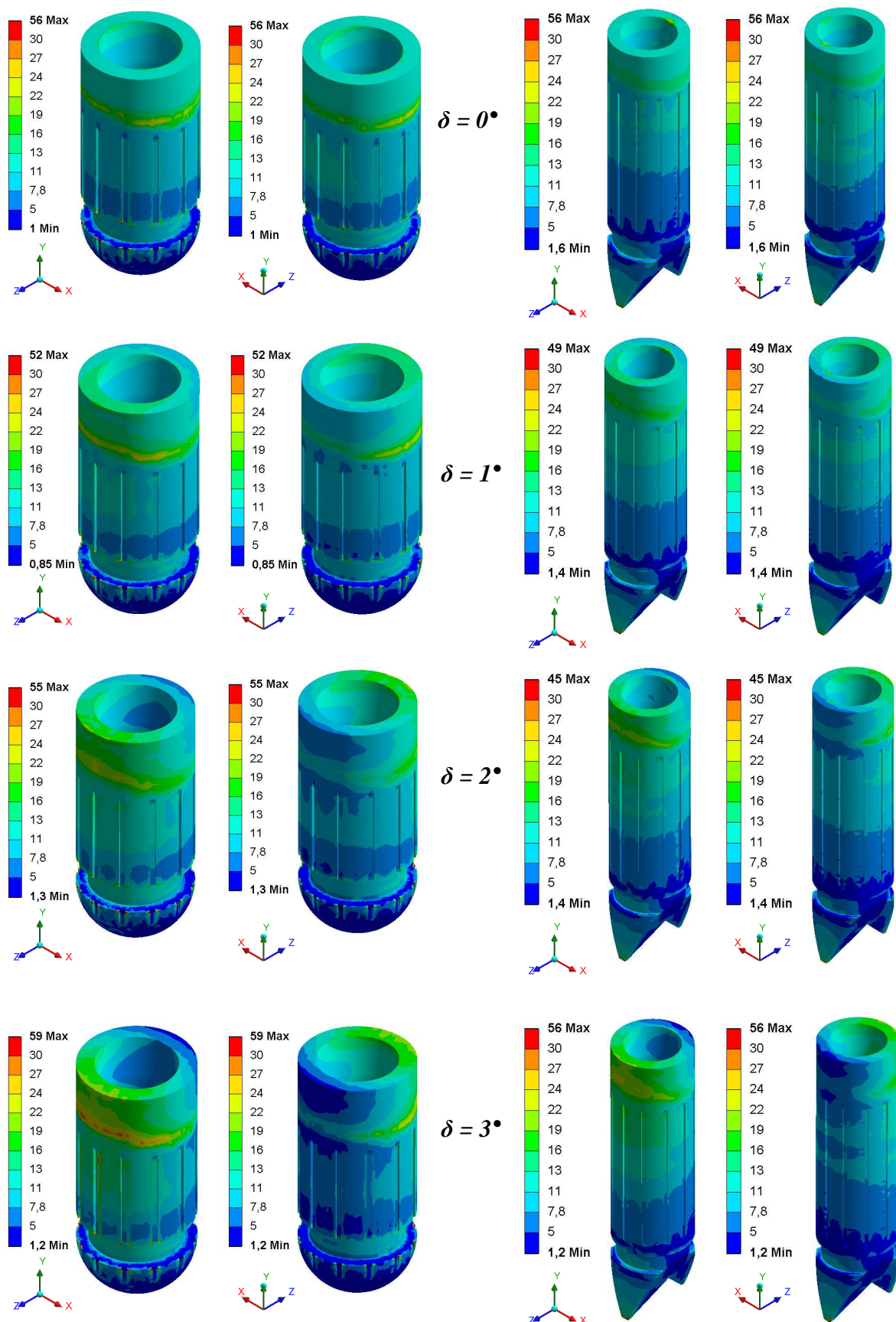
Obr. 10.44 Fixtury aplikované do kostní tkáně pod jinými velikostmi úhlu α



Obr. 10.45 Fixtury aplikované do kostní tkáně pod jinými velikostmi úhlu β



Obr. 10.46 Fixtury aplikované do kostní tkáně pod jinými velikostmi úhlu γ



Obr. 10.47 Fixtury aplikované do kostní tkáně pod jinými velikostmi úhlu δ